



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN
Y CONTROL**

**TRABAJO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL
TÍTULO DE INGENIERO EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y
CONTROL**

**TEMA: DISEÑO, IMPLEMENTACIÓN Y OPTIMIZACIÓN DE UN
SISTEMA WEARABLE MÓVIL PARA EL SENSADO DE PRESIÓN
SANGUÍNEA CONTINUA BASADO EN TÉCNICAS DE
FOTOPLETISMOGRAFÍA PARA EL ESTUDIO DEL
COMPORTAMIENTO CARDIACO**

AUTORA: VILLACÍS MIÑO, MARISSA ALEJANDRA

DIRECTOR: ING. ARCENTALES VITERI, ANDRÉS RICARDO PHD.

SANGOLQUÍ

2018




DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación “DISEÑO, IMPLEMENTACIÓN Y OPTIMIZACIÓN DE UN SISTEMA WEARABLE PARA EL SENSADO DE PRESIÓN SANGUÍNEA CONTINUA BASADO EN TÉCNICAS DE FOTOPLETISMOGRAFÍA PARA EL ESTUDIO DEL COMPORTAMIENTO CARDIACO” fue realizado por la señorita Villacis Miño, Marissa Alejandra el mismo que ha sido revisado en su totalidad, analizado por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Sangolqui, 04 de Diciembre del 2018


Ing. Arcentales Viteri, Andrés Ricardo PHD.
C.I: 1712480746



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD

Yo, **Villacis Miño Marissa Alejandra**, declaro que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: **“DISEÑO, IMPLEMENTACIÓN Y OPTIMIZACIÓN DE UN SISTEMA WEARABLE PARA EL SENSADO DE PRESIÓN SANGUÍNEA CONTINUA BASADO EN TÉCNICAS DE FOTOPLETISMOGRAFÍA PARA EL ESTUDIO DEL COMPORTAMIENTO CARDIACO”** es de mi autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas utilizadas.

Consecuentemente el contenido de la investigación mencionada es veraz.

Sangolquí, 04 de Diciembre del 2018

MARISSA ALEJANDRA VILLACIS MIÑO

CI: 1716711492



**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA,
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

AUTORIZACIÓN

Yo, *Marissa Alejandra Villacis Miño*, autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación ***“DISEÑO, IMPLEMENTACIÓN Y OPTIMIZACIÓN DE UN SISTEMA WEARABLE PARA EL SENSADO DE PRESIÓN SANGUÍNEA CONTINUA BASADO EN TÉCNICAS DE FOTOPLETISMOGRAFÍA PARA EL ESTUDIO DEL COMPORTAMIENTO CARDIACO”***, en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi autoría y responsabilidad.

Sangolquí, 04 de diciembre del 2018

Marissa Alejandra Villacis Miño

C.C.: 1716711492

DEDICATORIA

Este trabajo se lo dedico a mis padres, Omar Villacís y Sonia Miño por ser mi ejemplo, guía y apoyo en todo momento. Por sus sacrificios y amor incondicional, gracias a ustedes soy quien soy.

A mis hermanos, Fernanda Villacís y Christian Villacís por ser mis compañeros de batallas y victorias, ustedes son mi inspiración.

Finalmente, a mi angelito Jake por alumbrar mi vida con todo lo que fue y dejar marcada su huella en mi corazón.

Este logro es por y para ustedes, los amo.

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quiero agradecer a mis padres por nunca dejarme sola, porque a pesar de las adversidades jamás me ha faltado nada. Gracias por apoyarme a cumplir mis metas y sueños.

A mi madre, mi pilar de vida. Por estar siempre pendiente de mi bienestar, por sus consejos y ese amor tan especial que solo ella sabe brindar. A mi padre, por guiarme desde pequeña y colmarme de valores, por enseñarme a ser una persona fuerte y a no rendirme.

A mi hermana mayor, por siempre alentarme a ser mejor cada día, por enseñarme que no existen fronteras y que podemos volar lejos. Por ser mi mejor amiga, mi cómplice y mi apoyo.

A mi amigo y hermano de vida Osito, por todo su afecto y cariño incondicional, por ayudarme a salir adelante. Porque a pesar del tiempo y distancia sé que puedo contar y confiar en él.

A esa persona que fue mi compañero y apoyo durante el transcurso de la carrera, le doy infinitas gracias por el tiempo, todas sus enseñanzas y ayuda que me brindó en su momento.

A Joselo Villacis, Felipe Calvache, Jhonatan Valencia, Juan Arias y Cristian García quienes de alguna manera pusieron su granito de arena para que sea posible la culminación de este proyecto, gracias por su amistad, apoyo y cariño.

A todas las personas que fueron parte de esta experiencia universitaria, compañeros con los viví triunfos, fracasos y gratas experiencias que guardaré en mi memoria. Principalmente agradezco a Fabricio Vilatuña por su amistad sincera, confianza y apoyo.

Por último, quiero agradecer de manera especial al Dr. Andrés Arcentales, por su tutela y por compartir conmigo sus conocimientos, ayudándome a terminar de manera exitosa mi carrera universitaria.

Esto no habría sido posible sin ustedes.

Marissa Alejandra Villacis Miño

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CERTIFICADO DEL DIRECTOR	i
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD AUTORIZACIÓN	ii
DEDICATORIA	iv
AGRADECIMIENTOS	v
ÍNDICE DE CONTENIDOS	vi
ÍNDICE DE TABLAS	x
ÍNDICE DE FIGURAS	xii
RESUMEN	xvi
ABSTRACT	xvii
CAPITULO I INTRODUCCIÓN	1
1.1. Antecedentes	1
1.2. Justificación e importancia.....	4
1.3. Alcance.....	6
1.4. Objetivos	8
1.4.1. Objetivo general	8
1.4.2. Objetivos específicos.....	8

1.5. Etapas del proyecto de investigación	8
---	---

CAPITULO II MARCO TEÓRICO 11

2.1. Fisiología del sistema cardiovascular.....	11
---	----

2.2. Ciclo Cardíaco.....	14
--------------------------	----

2.2.1. Señales eléctricas del corazón.....	16
--	----

2.2.2. Cambios de presión y volumen durante el ciclo cardiaco.....	18
--	----

2.3. Fotopletismografía aplicada al volumen sanguíneo.....	20
--	----

2.3.1. Morfología de la señal de fotopletismografía	23
---	----

2.3.2. Estimación del ritmo cardiaco.....	27
---	----

2.4. Medidores de ritmo cardiaco comerciales.....	28
---	----

2.4.1. <i>Wearables</i> de fotopletismografía	30
---	----

CAPITULO III ESTUDIO DE LAS CONFIGURACIONES DE HARDWARE PARA LA OBTENCIÓN DE LAS SEÑALES PPG..... 35

3.1. Introducción	35
-------------------------	----

3.2. Especificaciones técnicas de emisores, receptores y encapsulados	36
---	----

3.2.1. Emisores	36
-----------------------	----

3.2.2. Receptores	37
-------------------------	----

3.2.3. Encapsulados.....	38
--------------------------	----

3.3. Caracterización de las configuraciones para el estudio.....	45
--	----

3.4. Selección de la posición para el sensor en el brazo.....	54
---	----

3.4.1. Etapa de preamplificación.....	55
---------------------------------------	----

3.4.1.1.	Fototransistor como receptor.....	55
3.4.1.2.	Fotodiodo como receptor	56
3.4.2.	Etapa de desplazamiento del nivel de offset	57
3.4.3.	Etapa de amplificación	58
3.4.4.	Análisis de las señales adquiridas	61
3.4.4.1.	Análisis estadístico.....	62
3.4.4.2.	Análisis de resultados.....	62
3.5.	Selección de la configuración para el prototipo	67
3.5.1.	Etapa de filtrado pasa altos.....	68
3.5.2.	Etapa de desplazamiento del nivel de offset	70
3.5.3.	Análisis de las señales adquiridas	72
3.5.3.1.	Análisis de resultados.....	72
CAPITULO IV DISEÑO DEL DISPOSITIVO Y APLICACIÓN MÓVIL		77
4.1.	Consideraciones de diseño	77
4.2.	Implementación del hardware	78
4.2.1.	Etapa de digitalización	78
4.2.2.	Diseño de la placa	79
4.3.	Diseño físico del dispositivo	81
4.4.	Diseño de la aplicación móvil	83
CAPITULO V PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO Y RESULTADOS.....		86
5.1.	Introducción	86

5.2.	Filtrado digital	87
5.3.	Pruebas de funcionamiento	96
5.3.1.	Pruebas del dispositivo en estado basal.....	96
5.3.2.	Prueba del dispositivo con movimiento	99

CAPITULO VI CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES..... 105

6.1.	Análisis de la posición para el sensor PPG del sistema de medición de frecuencia..... cardiaca.....	106
6.2.	Estudio de las configuraciones de hardware para la obtención de señales PPG.....	107
6.3.	Pruebas de funcionamiento	109
6.4.	Trabajos futuros.....	110

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS 112

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. <i>Áreas de medición por tipo de luz</i>	27
Tabla 2. <i>Resumen Wearables comerciales</i>	34
Tabla 3. <i>Características del sensor TCRT5000</i>	39
Tabla 4. <i>Características del sensor QRD1114</i>	40
Tabla 5. <i>Características del sensor BIOFY SFH 7050</i>	41
Tabla 6. <i>Características del sensor BIOFY SFH 7051</i>	43
Tabla 7. <i>Características del sensor BIOFY SFH 7070</i>	45
Tabla 8. <i>Lista de sensores</i>	52
Tabla 9. <i>Resultados por posición</i>	63
Tabla 10. <i>Parámetros de diseño para los filtros digitales</i>	64
Tabla 11. <i>Resultados por posición - Señales filtradas</i>	67
Tabla 12. <i>Comparativa entre Teensy 3.2 y ESP32</i>	78
Tabla 13. <i>Parámetros de diseño final para los filtros digitales</i>	91
Tabla 14. <i>Coeficientes de los filtros digitales</i>	94
Tabla 15. <i>Pruebas sin movimiento</i>	96
Tabla 16. <i>Pruebas movimiento 1</i>	97
Tabla 17. <i>Pruebas movimiento 2</i>	97
Tabla 18. <i>Pruebas movimiento 3</i>	98
Tabla 19. <i>Pruebas movimiento 4</i>	98
Tabla 20. <i>Pruebas caminata en plano</i>	99
Tabla 21. <i>Pruebas caminata en terreno irregular</i>	101

Tabla 22. <i>Pruebas subiendo gradadas</i>	101
Tabla 23. <i>Pruebas bajando gradadas</i>	102
Tabla 24. <i>Pruebas caminata en cuesta</i>	102
Tabla 25. <i>Pruebas caminata en bajada</i>	103
Tabla 26. <i>Pruebas después de actividad física</i>	103

ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1.</i> Tipos de circulación cardiaca.....	13
<i>Figura 2.</i> Sistema de conducción cardiaco	16
<i>Figura 3.</i> (a) Señales del electrocardiograma (b) Cambios de presión (c) Cambios de volumen .	19
<i>Figura 4.</i> Capas de la piel	21
<i>Figura 5.</i> Funcionamiento de un sensor PPG	22
<i>Figura 6.</i> Variación en la atenuación de la luz por el tejido	23
<i>Figura 7.</i> Forma de onda típica del PPG.....	24
<i>Figura 8.</i> Penetración por longitud de onda sobre la piel	25
<i>Figura 9.</i> Absorción de luz en función de la longitud de onda.....	26
<i>Figura 10.</i> Absorción de luz de luz rojo e infrarroja	27
<i>Figura 11.</i> Dos ondas PPG consecutivas	28
<i>Figura 12.</i> Pulsioxímetro (a) para el dedo (b) para la oreja.....	29
<i>Figura 13.</i> Bandas pectorales.....	29
<i>Figura 14.</i> Apple Watch.....	31
<i>Figura 15.</i> E4 wristband.....	31
<i>Figura 16.</i> Vivosmart HR+	32
<i>Figura 17.</i> Samsung Galaxy Watch	33
<i>Figura 18.</i> Xiaomi Mi Band 3.....	34
<i>Figura 19.</i> Led AM2520ZGC09	36
<i>Figura 20.</i> Led AM2520EC09	36
<i>Figura 21.</i> OP181.....	37

<i>Figura 22.</i> BPW34.....	37
<i>Figura 23.</i> APDS-9008-020.....	38
<i>Figura 24.</i> TCRT5000.....	39
<i>Figura 25.</i> QRD1114	40
<i>Figura 26.</i> BIOFY SFH 7050	41
<i>Figura 27.</i> Sensor BIOFY SFH 7051.....	43
<i>Figura 28.</i> Sensor BIOFY SFH 7070.....	44
<i>Figura 29.</i> (a) Configuración con TCRT5000 (b) Circuito de activación TCRT5000.....	47
<i>Figura 30.</i> (a) Configuración con QRD1114 (b) Circuito de activación QRD1114.....	48
<i>Figura 31.</i> (a) Configuración con BPW34 y OP181 (b) Configuración con BPW34 y dos OP181 (c, d) Circuitos de activación del sensor.....	49
<i>Figura 32.</i> (a) Configuración APDS – 9008 con un emisor (b) Configuración APDS – 9008 con dos emisores (c, d) Circuitos de activación del APDS – 9008.....	50
<i>Figura 33.</i> (a) Configuración BIOFY SFH 7050 (b) Circuito de activación del sensor.....	51
<i>Figura 34.</i> (a) Configuración BIOFY SFH 7051 (b) Circuito de activación del sensor BIOFY SFH 7051.....	51
<i>Figura 35.</i> (a) Configuración BIOFY SFH 7070 (b) Circuito de activación del sensor BIOFY SFH 7070.....	52
<i>Figura 36.</i> Posiciones para los sensores.....	54
<i>Figura 37.</i> Señal de referencia	55
<i>Figura 38.</i> Etapa de preamplificación para el fototransistor.....	56
<i>Figura 39.</i> Etapa de preamplificación para el fotodiodo	57

<i>Figura 40.</i> Etapa de variación del nivel de DC.....	57
<i>Figura 41.</i> (a)Amplificador fototransistor (b)Amplificador fotodiodo.....	59
<i>Figura 42.</i> Adquisición de señal PPG para fototransistores	60
<i>Figura 43.</i> Adquisición de señal PPG para fotodiodos.....	60
<i>Figura 44.</i> Esquema de adquisición de señales.....	61
<i>Figura 45.</i> Diagrama de Bode del filtro pasa altos	65
<i>Figura 46.</i> Diagrama de Bode del filtro pasa bajos	66
<i>Figura 47.</i> Tipos de movimiento.....	68
<i>Figura 48.</i> Respuesta en magnitud y fase del filtro para altos a 0.1 Hz	69
<i>Figura 49.</i> Filtro para altos a 0.1 Hz.....	69
<i>Figura 50.</i> Desplazamiento del nivel de offset	70
<i>Figura 51.</i> Circuito de instrumentación para los fotodiodos	71
<i>Figura 52.</i> Circuito de instrumentación para los fototransistores.....	71
<i>Figura 53.</i> Resultados de coeficiente de correlación (a)Señales sin filtrar (b) Señales filtradas...73	
<i>Figura 54.</i> Resultados MSC – Pico máximo (a)Señales sin filtrar (b) Señales filtradas	74
<i>Figura 55.</i> Resultados MSC – Valor medio (a)Señales sin filtrar (b) Señales filtradas	75
<i>Figura 56.</i> Resultados Relación señal – ruido (a)Señales sin filtrar (b) Señales filtradas	75
<i>Figura 57.</i> Diseño PCB de la placa del sistema.....	80
<i>Figura 58.</i> Diseño PCB de la placa del sensor.....	80
<i>Figura 59.</i> Hardware del dispositivo.....	81
<i>Figura 60.</i> Caja del sensor	82
<i>Figura 61.</i> Caja del sistema.....	82

<i>Figura 62.</i> Wearable para el sensado de presión sanguínea continua basado en técnicas de fotopleletismografía.....	83
<i>Figura 63.</i> Pantallas de la aplicación (a) Pantalla inicial (b) Pantalla principal (c) Pantalla de conexión (c) Historial de registros	85
<i>Figura 64.</i> Ruido inducido.....	86
<i>Figura 65.</i> Señal PPG adquirida por el dispositivo.....	87
<i>Figura 66.</i> Respuesta al movimiento 1	88
<i>Figura 67.</i> Respuesta al movimiento 2	89
<i>Figura 68.</i> Respuesta al movimiento 3	89
<i>Figura 69.</i> Respuesta al movimiento 4	90
<i>Figura 70.</i> Filtro digital pasa altos	92
<i>Figura 71.</i> Filtro digital pasa bajos	93
<i>Figura 72.</i> Respuesta del dispositivo ante perturbaciones (a)Movimiento 1 (b)Movimiento 2 (c)Movimiento 3 (d)Movimiento 4	95

RESUMEN

En el presente trabajo de investigación se realizó el estudio del comportamiento de la señal de fotopleletismografía adquirida por 12 configuraciones de emisores y receptores de luz trabajando con tres tipos de longitudes de onda diferentes, luz verde, luz roja y luz infrarroja. Determinando la configuración con mejor respuesta en tiempo y frecuencia para el diseño, implementación y optimización de un sistema *wearable* para el sensado de presión sanguínea continua. Se realizó el diseño e implementación de los circuitos de instrumentación para cada una de las configuraciones contando con una etapa de filtrado pasa altos, etapa de preamplificación, amplificación y una etapa de desplazamiento de offset. Las técnicas utilizadas fueron: análisis de correlación, magnitud cuadrada de coherencia y relación señal – ruido, comparando a las señales de cada configuración con una señal de referencia adquirida del dedo índice y con el brazo quieto disminuyendo al máximo el ruido ambiental y factores de movimiento. Se seleccionó la parte superior de la muñeca para posicionar al sensor del dispositivo ya que es la menos afectada por el ruido ambiental en comparación a la parte inferior de la muñeca y la arteria radial. Y se seleccionó una configuración de tres emisores de luz verde con un fotodiodo como receptor por tener la mayor repetibilidad y exactitud en los resultados obtenidos. Se creó una carcasa para el sistema brindando comodidad y confiabilidad de los resultados, los cuales fueron mostrados en una aplicación móvil con una interfaz sencilla para el usuario.

Palabras clave:

- **FOTOPLELETISMOGRAFÍA**
- **ARTEFACTOS DE MOVIMIENTO**
- **MAGNITUD CUADRADA DE COHERENCIA (MSC)**

ABSTRACT

This investigation paper talks about the behavior of the photoplethysmography signal acquired by 12 settings of light and receivers that work with different types of wavelengths, green light, red light and infrared light. It determines the configuration with the best response in time and frequency for the design, implementation and optimization of a wearable system for the direction of continuous blood pressure. It has done the design and implementation of the instrumentation circuits for each one of the configurations which have been carried out with a filtering stage of high levels, the pre-amplification stage, the amplification and the displacement offset. The used techniques are: correlation analysis, magnitude-squared coherence and signal to noise ratio in comparison with the signals of each one with a reference signal gotten from the index finger and with the silent arm, minimizing the environmental noise and the motion artifacts. The upper part of the wrist was selected to the sensor of the device since it is the least response to environmental noise in the lower part of the wrist and the radial artery. Finally, a configuration of three green light emitters with a light receiver was selected as a receiver to have the highest repeatability in the results. A case was created for this system to provide comfort and reliability in the results, which were shown through an app mobile with a single interface for customers.

KEYWORDS:

- **PHOTOPLETHYSMOGRAPHY**
- **MOTION ARTIFACTS**
- **MAGNITUDE-SQUARED COHERENCE (MSC)**

CAPITULO I

INTRODUCCIÓN

1.1. Antecedentes

En la medicina se registran diferentes tipos de signos vitales entre ellos la frecuencia respiratoria, la presión arterial, la temperatura corporal y la frecuencia cardiaca, los cuales son un factor importante para el diagnóstico del estado físico de un paciente. La medición del ritmo cardiaco y la presión arterial son las herramientas más utilizadas ya que ayudan a conocer el estado del sistema cardiovascular e identificar posibles patologías, como: taquicardia, bradicardia, fibrilación auricular o ventricular, entre otras. (La Sociedad de Cirujanos Torácicos, 2015)

Existen varios métodos de medición del flujo sanguíneo los cuales se realizan por medio de los capilares ubicados en la piel, basados en tres principales parámetros fisiológicos, estos son: (1) movimiento físico, (2) transporte de calor y (3) contenido de oxígeno (Swain & Grant, 1989). Entre los métodos de medición del flujo sanguíneo se encuentran principalmente termometría cutánea, aclaramiento térmico, eliminación de isótopos radioactivos, métodos de impedancia eléctrica y fotopleletismografía. Por su parte la termometría cutánea utiliza la temperatura superficial como indicador de los cambios en el flujo sanguíneo de la piel; el aclaramiento térmico o métodos de conductancia térmica evalúan la velocidad de enfriamiento en una determinada zona por medio del flujo sanguíneo; la eliminación de isótopos radioactivos es una técnica que mide la tasa de purificación de radiofármacos inyectados intradérmicamente; los métodos de impedancia eléctrica utilizan electrodos para entregar información del volumen de sangre en los vasos; y por último la fotopleletismografía es una técnica la cual permite el monitoreo del cambio volumétrico de la sangre por medio de la piel debido a la acción de bombeo del corazón, en función de la reflexión y

absorción de luz. Cada una de estas técnicas mide aspectos ligeramente diferentes de la circulación sanguínea periférica, lo que les brinda ciertas ventajas y desventajas. (Kamal, Harness, Irving, & Mearns, 1989)

Al momento de elegir entre cualquiera de los métodos de medición hay que tomar en cuenta que este debe ser lo menos invasivo posible, seguro para el paciente, sensible y fiable, todo esto a un costo económico. Características con las que cuenta la fotopleletismografía, además de su fácil uso, el tamaño reducido de sus elementos e ideal para monitoreo durante largos periodos de tiempo. Por estas razones esta técnica se ha convertido en una de las más utilizadas para la medición del ritmo cardiaco. (Chahua, 2012)

El término Fotopleletismografía fue introducido por Hertzman en 1938, quien lo usaba para describir una técnica óptica, la cual registraba a través de la piel variaciones del volumen sanguíneo en los vasos. (Kamshilin & Margaryants, 2017). Para esta técnica se pueden utilizar dos tipos de fuentes, luz infrarroja (950 nm) y luz verde (560 nm), las cuales poseen una profundidad de 1,5 mm y 0,4 mm respectivamente. Dentro de los elementos utilizados para cualquier configuración del sensor, se debe tomar en cuenta que emisores y receptores tienen que corresponder a la misma longitud de onda. Una de las configuraciones normalmente utilizadas se encuentra conformada por dos emisores de luz y un receptor, formando un sensor que al conectarse a un circuito amplificador se obtiene una señal adecuada de variación del flujo sanguíneo. (Kamal et al., 1989)

Giltvedt *et. al.* realizaron un estudio a partir de ambas longitudes de onda, concluyendo que las señales generaban datos de dos diferentes lechos vasculares tales como arterias pequeñas (luz infrarroja) y arteriolas (luz verde). Adicionalmente, propone un fotopleletismógrafo pulsado de multifrecuencia, cuya configuración cuenta con una fuente de luz infrarroja y una fuente de luz verde como emisores y como receptor utiliza una fotoresistencia (LDR del inglés *light-dependent*

resistor). Este dispositivo hace posible la detección de variaciones de flujo sanguíneo a distintos niveles subcutáneos. (Giltvedt, Sira, & Helme, 1984)

En la actualidad, la medicina busca el monitoreo continuo y sin interrupción de signos vitales de los pacientes. La fotopleletismografía se ha visto como una respuesta a esto por medio de dispositivos móviles equipados con sensores que se implementan en el cuerpo del usuario, también conocidos como *wearables*. Esta tecnología hace referencia al conjunto de dispositivos que pueden ser agregados a alguna parte de nuestro cuerpo, con el fin de cumplir una función determinada. Pueden ser parte de nuestra vestimenta o también pueden ser implementados en el organismo. El origen de esta tecnología se data en la década de los sesenta, pero es hasta el 2010 que evoluciona de tal manera para atraer a los consumidores. (Dispositivos Wearables, 2014)

Los *wearables* son dispositivos que tienen la capacidad de conectividad inalámbrica con el fin de acceder a su información. Los dos ejemplos más conocidos de *wearables* son las pulseras de actividad y los relojes inteligentes. Las primeras son más específicas y limitadas, destinadas a medir parámetros fisiológicos de la persona tales como: calorías quemadas, patrones de sueño, distancia recorrida, pasos realizados, pulsaciones, horas de actividad, etc. Los principales campos en los que las tecnologías *wearables* se han establecido actualmente son: médico, industrial y militar. Pero en los últimos dos años su aplicabilidad ha crecido en los ámbitos de consumo masivo, principalmente fitness y estilo de vida. En los próximos años se espera que estos dispositivos causen un impacto sociocultural y que su acogida en el mercado crezca. (Ordóñez, 2016)

Los *wearables* que se han desarrollado con fines de sensado de señales fisiológicas tienen una amplia gama pertenecientes a marcas como: Apple, Polar, Garmin, entre otros; los cuales utilizan la fotopleletismografía para el sensor de frecuencia cardiaca. Específicamente Apple Watch usa dos luces LED verdes e infrarrojos con dos fotodiodos sensibles a la luz, este dispositivo es capaz de

calcular el ritmo cardiaco por medio del sensado de la cantidad de sangre que fluye por la muñeca en un momento específico. Además, con la luz infrarroja es capaz de medir la frecuencia cardiaca en segundo plano el cual sirve para notificar un ritmo cardiaco elevado. (Apple support, 2018)

Gracias a la técnica de fotoplethismografía y la tecnología *wearable* se ha hecho posible la creación de dispositivos guiados específicamente para el monitoreo continuo de los signos vitales de los usuarios. Este proyecto de investigación se dirigirá a la creación de un sistema de sensado de la presión sanguínea con el objetivo de obtener valores del ritmo cardíaco.

1.2. Justificación e importancia

Las señales obtenidas por el fotoplethismograma (PPG del inglés *PhotoPlethysmoGram*) dependen de la ubicación del sensor, las propiedades y temperatura de la piel, la saturación de oxígeno en la sangre y el caudal sanguíneo (Kamal et al., 1989). Adicionalmente, dependiendo del área del cuerpo, las propiedades de la piel varían según la capa en la que se encuentre, las cuales son la epidermis, la dermis y el tejido subcutáneo. Es por ello que todas estas condiciones determinan en gran medida la penetración de la radiación óptica por parte del sensor (Giltvedt et al., 1984). Esto se puede demostrar en módulos colocados en las extremidades, por ejemplo, pulseras de actividad o relojes inteligentes, ya que se puede crear acumulación local de sangre en las manos permitiendo un sensado más estable. El principal problema de los dispositivos fotoplethismográficos es el ruido de baja frecuencia causado por el movimiento (artefactos de movimiento), tales como el movimiento del sensor, movimientos rítmicos involuntarios del paciente (espasmos, tics, etc), y movimientos musculares; los cuales provocan errores en la medición de la frecuencia cardiaca. El movimiento deforma los tejidos elásticos causando señales

falsas que no corresponden a lo que se desea medir. (S. M. López Silva, R. Giannetti, M. L. Dotor, D. Golmayo, P. Martín, F. Miguel-Tobal, A. Bilbao, 2005). Por estas razones es que el estudio de los sensores de fotopleletismografía es un tema amplio para su investigación y de actual interés.

Esta investigación se presenta con el fin de estudiar y analizar las señales entregadas por varios sensores que operen con luz infrarroja, luz verde o roja, con el objetivo de determinar una configuración lo suficientemente sensible y estable para el desarrollo de un prototipo móvil capaz registrar la curva de presión sanguínea continua, de la cual se extraerán los intervalos entre sístoles sucesivas de donde se podrá estimar el ritmo cardiaco del sujeto de interés. Adicionalmente, este dispositivo permitirá obtener información que ayude al personal médico y de enfermería al cuidado y diagnóstico de los pacientes.

Como se mencionó anteriormente uno de los principales beneficios que brinda la técnica de fotopleletismografía es el monitoreo continuo del comportamiento cardiovascular. Dado que los adultos mayores son propensos a enfermedades crónicas del corazón este dispositivo esta principalmente orientado a su uso.

El presente trabajo de titulación está enmarcado dentro del proyecto *“Evaluación del conocimiento sobre alimentación, ejercicio, redes sociales y desarrollo de prototipos para la toma de medicación y monitorización de signos vitales orientados al adulto mayor mediante la integración y el uso de las nuevas tecnologías de información y comunicaciones, aplicado a personas mayores de 65 años”* perteneciente a la Fundación Consorcio Ecuatoriano para el Desarrollo de Internet Avanzado – CEDIA y aprobado por la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE con el código Nro. 2016-EXT-41, el cual plantea estudiar e implementar soluciones tecnológicas que aporten positivamente a la salud y bienestar de los adultos mayores.

El objetivo del proyecto 2016-EXT-41 es crear y promover el uso de nuevas tecnologías en el beneficio de adultos mayores, considerados según el Plan Nacional para el Buen Vivir como un grupo humano desfavorecido, introduciendo en temas como el apoyo a la mejora de sus relaciones interpersonales, la toma de medicación y control de signos vitales, conocimiento sobre actividades físicas y hábitos alimenticios. (Programa del Adulto Mayor, n.d.). El presente trabajo de investigación ayudará a cumplir con los objetivos del proyecto anteriormente nombrado, mediante el desarrollo del hardware para el control de signos vitales que plantea el monitoreo del ritmo cardiaco para aquellos pacientes que sufren afecciones cardíacas crónicas.

1.3. Alcance

El presente proyecto tiene como objetivo el diseño e implementación de un sensor de fotopleletismografía para la creación de un sistema de monitoreo continuo de presión sanguínea con el fin de obtener valores del flujo sanguíneo para el estudio del comportamiento cardíaco, el cual será implementado por medio de un dispositivo móvil ajustado a la muñeca del usuario.

Para la redacción del estado del arte se realizará una búsqueda bibliográfica por medio de la cual se revisarán publicaciones en revistas, artículos científicos, y patentes existentes relacionadas a sensores de fotopleletismografía. Este previo estudio permitirá conocer varias configuraciones de emisores y receptores tanto de luz infrarroja, luz verde y luz roja, ya sea de modo de reflexión o de transmisión.

Tomando en cuenta la bibliografía se diseñarán, implementarán y analizarán nuevas configuraciones, así como las ya establecidas para la creación del sensor, midiendo su desempeño en diferentes posiciones de receptores y emisores, así como diferentes tipos de luz. Definiendo

ventajas y desventajas de cada una. Posterior a dicha etapa se realizará el diseño de la instrumentación del sensor escogido, compuesta por una etapa de preamplificación analógica y filtros digitales. Se compensará por medio de software los problemas ocasionados a la señal obtenida del hardware analógico, creando un sistema para la medición del ritmo cardiaco del sujeto de prueba, por medio de la variación volumétrica del flujo sanguíneo. Pese a que la fotopleitismografía es una técnica considerada como no invasiva, se tomarán en cuenta todas las recomendaciones establecidas para afirmar la seguridad del adulto mayor.

A continuación, se realizarán pruebas de funcionamiento del sistema implementado por medio de la comparación de la señal obtenida con señales simuladas de las cuales se tendrá conocimiento de sus características tales como morfología, amplitud, frecuencia, etc. En caso de ser necesario se analizará la posible adición de otros sensores, los cuales serán implementados dentro del hardware, con el fin de aportar con información que complemente el procesamiento de la señal y de igual manera con la eliminación del ruido, brindando estabilidad al dispositivo y confiabilidad de la medición obtenida.

Posteriormente se realizará la creación del dispositivo móvil con conexión bluetooth integrando hardware y software, el cual será capaz de realizar el monitoreo del ritmo cardiaco. Este sistema será diseñado de tal manera que sea posible usarlo en la muñeca del usuario brindando comodidad y estabilidad para la medición. Complementado al dispositivo móvil se realizará la creación de una aplicación para smartphones, la cual servirá como interfaz gráfico que permitirá visualizar la estimación del comportamiento cardiaco del usuario en tiempo real.

Para las pruebas finales de funcionamiento del sistema completo conformado por el dispositivo móvil y la aplicación, se compararán los datos obtenidos con datos obtenidos de varios dispositivos comerciales.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo general

Diseñar e implementar un sensor basado en la técnica de fotopleletismografía para la creación de un dispositivo con conexión bluetooth que permita el monitoreo del ritmo cardiaco de una persona en movimiento.

1.4.2. Objetivos específicos

- Analizar diferentes modelos comerciales y configuraciones de emisores y receptores de luz infrarroja, luz verde y roja para un sensor de fotopleletismografía.
- Diseñar e implementar un hardware que brinde un correcto desempeño al dispositivo para el sensado de la señal de presión sanguínea de acuerdo con criterios de la calidad de la forma de onda obtenida, tamaño y consumo de energía del dispositivo.
- Diseñar e implementar un sistema digital, el cual permita corregir y compensar las modificaciones generadas a la señal adquirida.
- Crear una aplicación móvil la cual se pueda conectar al dispositivo para obtener valores de la estimación del cambio de flujo sanguíneo, a partir del estudio de la señal de presión sanguínea.

1.5. Etapas del proyecto de investigación

El presente proyecto de investigación fue desarrollado por varias etapas, las cuales han sido detalladas y organizadas por medio de los siguientes capítulos.

Capítulo 2: Marco teórico. En esta primera fase del proyecto se realizó la búsqueda de información pertinente para el desarrollo de la investigación. Inicialmente se definieron conceptos

los cuales describen la fisiología del sistema cardiovascular, centrándose en la actividad eléctrica del corazón, y la curva característica de la frecuencia cardiaca.

Posteriormente se describieron las técnicas existentes de pletismografía, enfocándose especialmente en la fotopletismografía y sus principales características.

Previo al desarrollo del estudio se describieron las configuraciones estándar para el sensor de fotopletismografía, donde se nombraron sus componentes, arreglos de emisores y receptores y la señal entregada por el circuito. Se tomó en cuenta la morfología y características de la onda de salida.

Capítulo 3: Estudio de las configuraciones de hardware para la obtención de señales PPG. En este capítulo se dieron las especificaciones técnicas de todos los emisores y receptores a utilizar dentro del estudio, para posteriormente probar diferentes configuraciones para el sensor que será elegido, estableciendo ventajas y desventajas de cada una de ellas.

Una vez determinadas las configuraciones de emisores y receptores a usar en el estudio se procedió a realizar el diseño del circuito de instrumentación biomédica, compuesto por una etapa de filtrado pasa alto y una preamplificación analógica.

Para el estudio de la señal adquirida se trabajó con la variabilidad del ritmo cardíaco, estudiando sus parámetros tales como: amplitud, frecuencia, fase, etc y comportamiento evaluando su forma de onda, comparándola con señales obtenidas con el sensor TCRT5000 colocado en el dedo, con el cual se ha trabajado en proyectos anteriores, estableciéndola como señal base respecto al resto de señales adquiridas por el resto de los sensores del estudio.

Capítulo 4: Diseño del dispositivo y aplicación móvil. En esta etapa se integró el hardware y software desarrollados, para formar el dispositivo móvil. Previo a la etapa de filtrado digital se hizo la selección de la tarjeta en la cual se realizó el desarrollo del software del sistema, con el cual

se compensó las pérdidas que se produjeron en la etapa analógica. Con el fin de generar una señal adecuada para el estudio.

Se diseñó una carcasa la cual se puede ajustar en la muñeca del usuario. Cumpliendo con las características de ser ergonómica y portable, permitiendo una medición adecuada.

Este dispositivo tiene la capacidad de conectarse a una aplicación móvil, la cual fue desarrollada para obtener una interfaz gráfica en la cual se puede visualizar los valores de la estimación del comportamiento cardiaco.

Capítulo 5: Pruebas de funcionamiento y resultados. Una vez implementado el sistema se introdujo voluntariamente artefactos de movimiento para determinar el rango frecuencial del ruido que afecta a la señal PPG y realizar el filtrado digital. En la etapa de pruebas la persona fue monitoreada constantemente, tanto en estado basal como en movimiento, obteniendo datos en tiempo real y verificando que el comportamiento del dispositivo sea el deseado.

Capítulo 6: Conclusiones y recomendaciones. En esta etapa final se dieron las conclusiones y recomendaciones que se obtuvieron durante el desarrollo del proyecto. las conclusiones describen los resultados obtenidos gracias el estudio realizado. Y en las recomendaciones se pueden observar posibles mejoras al dispositivo creado.

CAPITULO II

MARCO TEÓRICO

2.1. Fisiología del sistema cardiovascular

El sistema cardiovascular tiene como principal función el transporte de células, calor e información brindada por hormonas y moléculas tales como: oxígeno, dióxido de carbono, catabólicos y nutrientes; desde y hacia los diferentes tejidos del cuerpo.

El sistema cardiovascular está conformado por la sangre, el corazón y los vasos sanguíneos, quienes están relacionados mutuamente. La sangre es un tejido conectivo líquido que llena las cavidades cardíacas y la luz de los vasos sanguíneos. Está conformada por plasma sanguíneo y elementos formes: eritrocitos (Glóbulos rojos), leucocitos (Glóbulos blancos) y plaquetas (Mezquita, 2011).

La sangre cumple con tres funciones: 1) Transporta oxígeno (O_2) desde los pulmones hacia las células del cuerpo y dióxido de carbono (CO_2) en dirección contraria. Además, transporta nutrientes desde el tracto gastrointestinal hacia células, y por último transporta desechos hacia determinados órganos del cuerpo (pulmones, riñones y la piel) para que estos sean eliminados. 2) La regulación por medio de la circulación, manteniendo la homeostasis de los líquidos corporales. 3) Protección por medio de la coagulación lo que evita pérdidas después de alguna lesión, está compuesta por glóbulos blancos y diversas proteínas como anticuerpos, los cuales nos ayudan a protegernos contra enfermedades (Tortora & Derrickson, 2006).

El corazón es el órgano principal del aparato circulatorio, actúa como bomba para que la sangre circule a través de todo el organismo. Está formado por dos cavidades separadas, la parte derecha se encarga de bombear sangre hacia los pulmones y la parte izquierda se encarga de bombear sangre

hacia los órganos periféricos del cuerpo. Cada una de estas cavidades cuenta con un ventrículo y una aurícula, las cuales se ubican en la parte inferior y superior respectivamente. La función de los ventrículos es expulsar la sangre por medio de las arterias y la función de las dos aurículas es recibir la sangre que viene de regreso al corazón transportada por las venas. Tanto ventrículos como aurículas cuentan con válvulas las cuales se abren o cierran dependiendo de los cambios de presión producidos por la contracción o relajación del corazón.

De manera más específica, existen dos tipos de circulación sanguínea que funcionan de manera síncrona. La circulación sistemática o mayor que inicia en el ventrículo izquierdo y lleva sangre cargada de O_2 hacia los tejidos de todo el cuerpo, excepto los pulmones, por medio de la arteria aorta, terminando en la aurícula derecha. La circulación menor o circulación pulmonar se da en la parte derecha del corazón, se encarga de transportar sangre pobre en oxígeno o carboxigenada, iniciando en el ventrículo derecho saliendo del corazón por la arteria pulmonar hacia los pulmones donde se realiza el intercambio gaseoso para eliminar el CO_2 en los capilares alveolares pulmonares, la sangre es oxigenada por medio de la hematosis, la sangre cargada de O_2 regresa a la aurícula izquierda de corazón por medio de las venas pulmonares.

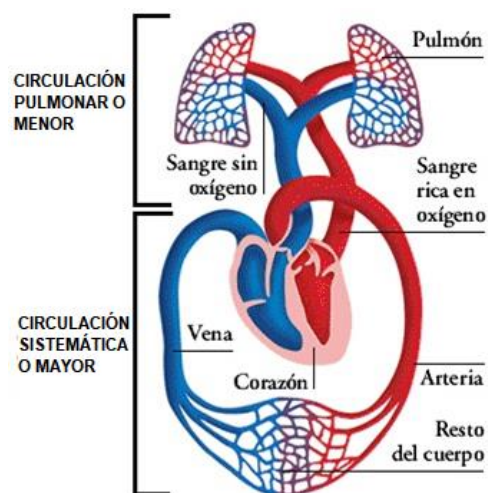


Figura 1. Tipos de circulación cardíaca

Fuente: (Ana Vacaro, 2013)

La circulación mayor o menor se puede observar en la **Figura 1**, donde la sangre rica en O_2 está representada en color rojo ubicada en el lado izquierdo del corazón y la sangre carboxigenada está representada en color azul ubicada en el lado derecho del corazón.

El tercer componente del sistema cardiovascular son los vasos sanguíneos, estos son la estructura necesaria formando un sistema de conducción para el transporte del flujo de sangre desde y hacia el corazón por todo el sistema circulatorio, en otras palabras, los vasos sanguíneos son las vías de circulación.

Existen cinco tipos principales de vasos sanguíneos, las arterias, las arteriolas, los capilares, las vénulas y las venas. Las arterias se encargan de transportar la sangre desde el corazón hacia el resto de los órganos, existen arterias de varios calibres, las grandes salen del corazón y se dividen en arterias de mediano calibre, estas se dividen en arterias pequeñas y estas también se dividen en arterias aún más pequeñas, conocidas como arteriolas. Las arteriolas se dividen dentro de los tejidos en diminutos vasos, llamados capilares. Los capilares son los encargados del intercambio de

sustancias entre tejidos y sangre. La unión de capilares forma pequeñas venas llamadas vénulas, y estas a su vez se unen para formar vasos sanguíneos más grandes conocidos como venas.

Cada tipo de vasos sanguíneos tienen una función específica, las grandes arterias del organismo o arterias elásticas son las encargadas de transportar la sangre del corazón hacia las arterias musculares, las cuales son arterias de mediano calibre, su función es distribuir la sangre hacia las arteriolas. Las arteriolas con un diámetro de 15-300 μm , se encargan de conducir la sangre de las arterias a los capilares, regulando el flujo sanguíneo. Los capilares con un diámetro de 5-10 μm , permiten el intercambio de nutrientes y productos de desecho entre la sangre y el líquido intersticial. Las vénulas poscapilares con un diámetro de 10-50 μm , permiten el intercambio de nutrientes y productos de desecho entre la sangre y el líquido intersticial, así como conducen la sangre hacia las vénulas musculares. Las vénulas musculares, con un diámetro de 50-200 μm , se encargan de llevar la sangre hacia las venas y acumulan grandes volúmenes de sangre junto con las vénulas poscapilares. Las venas, con un diámetro de 0,5 mm a 3 cm, se encargan de transportar la sangre desde los tejidos hacia el corazón (Tortora & Derrickson, 2006).

2.2.Ciclo Cardíaco

Todos los fenómenos producidos en el corazón desde el inicio de un latido hasta el comienzo de otro se denominan ciclo cardíaco, el cual está conformado por un tiempo de relajación llamada diástole y un tiempo de contracción llamado sístole. Se conoce a la frecuencia cardíaca como el inverso del ciclo cardíaco, la cual mide el número de latidos por minuto, es decir, si la frecuencia cardíaca es de n latidos por minuto, la duración del ciclo cardíaco es de $1/n$ latidos por minuto, por lo tanto, cuando aumenta la frecuencia cardíaca, el tiempo de duración de cada ciclo

cardiaco disminuye, dando como resultado de una frecuencia muy alta, fases de contracción y relajación cortas causando que las cavidades cardiacas no se llenen completamente antes de la siguiente contracción (Guyton & Hall, 2011).

Los latidos son generados por la actividad eléctrica interna y rítmica del corazón, esta estimulación es regulada por el sistema nervioso autónomo, la cual es producida por una red de fibras musculares especializadas llamadas fibras automáticas quienes generan los potenciales de acción de manera repetitiva dando como resultado las contracciones cardiacas. Las funciones de estas fibras es actuar como marcapasos para la contracción cardiaca y formar una red o sistema de conducción cardiaco, la cual asegura que las cavidades cardiacas sean estimuladas de manera coordinada evitando arritmias.

Dentro de la red de fibras musculares los potenciales de acción siguen una determinada secuencia en condiciones normales (**Figura 2**), la cual empieza en el nodo sinoauricular o sinoatrial (**SA**), ubicado en la aurícula derecha, las células del nodo SA tienen una despolarización continua creando un potencial marcapasos, estas alcanzan espontáneamente el potencial umbral, desencadenando un potencial de acción, cada potencial de acción se propaga a través de ambas aurículas, dando como resultado la contracción auricular.

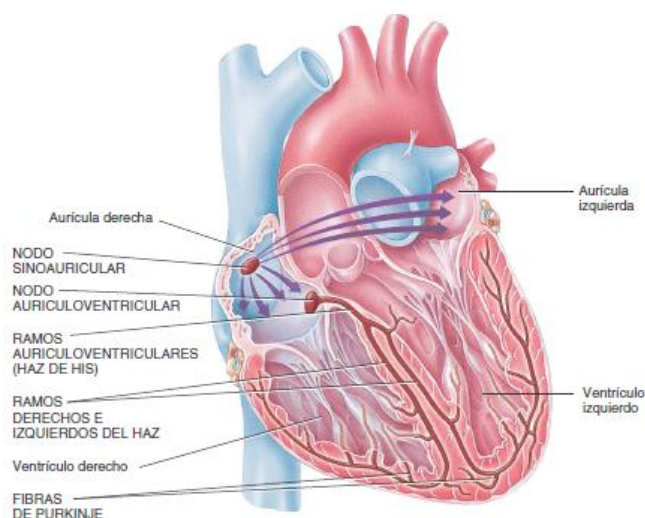


Figura 2. Sistema de conducción cardíaco

Fuente: (Tortora & Derrickson, 2006)

El potencial de acción llega al nodo auriculoventricular o atrioventricular (**AV**), ubicado en el tabique interauricular, por medio de la conducción de las fibras musculares auriculares. Una vez aquí el potencial de acción va hacia el fascículo auriculoventricular o atrioventricular (**haz de His**). Ya que los ventrículos y aurículas se encuentran separados por un tejido aislante, el potencial de acción no puede transmitirse directamente. Esta actividad eléctrica se propaga por el haz de His dirigiéndose a las ramas derecha e izquierda, las cuales llegan respectivamente a cada ventrículo por medio del vértice cardíaco. Las fibras de Purkinje conducen rápidamente el potencial de acción hacia el resto del miocardio produciendo la contracción ventricular y empujando la sangre hacia las válvulas semilunares (Tortora & Derrickson, 2006).

2.2.1. Señales eléctricas del corazón

El corazón genera voltajes eléctricos a medida que los potenciales de acción circulan por medio de él, estos pueden ser detectados desde la superficie corporal. El electrocardiograma (**ECG** o **EKG**

del alemán *elektrokardiogram*) es una representación de la actividad eléctrica en función del tiempo durante cada latido, representa la suma de todos los potenciales de las células del corazón.

La señal de ECG está conformada por tres elementos: ondas, segmentos e intervalos. Las ondas están identificadas por las letras: P, Q, R, S y T; un segmento es la separación de dos ondas consecutivas, es el resultado de un potencial igual a cero y por último un intervalo es un conjunto de ondas y segmentos. Estas señales se pueden observar en la **Figura 3(a)**, su origen se describirá a continuación.

La onda P, es la primera onda, resultado de la despolarización en las aurículas, produciendo una pequeña deflexión positiva. El complejo QRS aparece aproximadamente 0,16 segundos después del inicio de la onda P, este es el resultado de despolarización rápida de los ventrículos y tiene una duración máxima de 0,1 segundos; este comienza con una deflexión negativa, seguida por una onda triangular positiva, finalizando con otra deflexión negativa. Finalmente se puede observar la onda T, es una deflexión positiva cóncava, esta onda representa la fase de repolarización de los ventrículos, dura entre 0,16 a 0,20 segundos aproximadamente, esta se produce un poco antes de la contracción ventricular, cuando las fibras comienzan a relajarse.

Dentro de la señal de ECG existen espacios entre las ondas, intervalos y segmentos, entre ellos se encuentran el intervalo P-Q, representa el tiempo en el que un potencial de acción va del nodo AV a las fibras del sistema de conducción. El intervalo Q-T va desde el comienzo del complejo QRS hasta el final de la onda T, representa el tiempo desde el inicio de la despolarización hasta el final de la repolarización de los ventrículos. El segmento S-T es el tiempo en el que las fibras ventriculares se encuentran despolarizadas o la fase dos del potencial de acción ventricular, este segmento inicia al final de la onda S y termina al inicio de la onda T (Guyton & Hall, 2011).

2.2.2. Cambios de presión y volumen durante el ciclo cardiaco

Durante un ciclo cardiaco los ventrículos y aurículas se contraen y relajan alternadamente, causando que la presión dentro cada cámara del corazón varíe. En la Figura 3**(b)** se puede ver los cambios en la presión correspondientes a las cámaras izquierdas ya que las presiones producidas en las cámaras derechas son considerablemente menores. En la Figura 3**(b)** se puede observar los cambios de volumen.

Durante la contracción de las aurículas o sístole auricular se ejerce mayor presión sobre la sangre contenida dentro de la cavidad siendo impulsada por medio de las válvulas AV abiertas hacia los ventrículos los cuales cuentan con un volumen de sangre de 105 mL aproximadamente, esta acción contribuye con un volumen de 25 mL a cada ventrículo. Este volumen se lo denomina volumen de fin de diástole (VFD) con un valor de 130 mL.

Cuando se produce la contracción ventricular o sístole ventricular se aumenta la presión dentro de estas cavidades, impulsando la sangre contra las válvulas AV y cerrándolas. Se produce el periodo de contracción isovolumétrica con una duración de 0.05 segundos aproximadamente, con las válvulas cerradas el volumen de los ventrículos permanece constante y se genera un rápido aumento de presión.

La presión aortica es de 80 mm Hg aproximadamente y la presión del tronco pulmonar es de 20 mm Hg aproximadamente, si la presión del ventrículo izquierdo y derecho sobrepasan dichas presiones respectivamente, ambas válvulas se abren provocando la eyección ventricular desde el corazón con una duración de aproximadamente 0.25 segundos, contribuyendo con un volumen de sangre de 70 mL a cada cavidad. La presión dentro del ventrículo izquierdo sigue en aumento hasta 120 mm Hg y en el ventrículo derecho hasta 30 mm Hg, el volumen de fin de sístole (VFS) en cada ventrículo es de 60 mL aproximadamente.

Cuando se produce el periodo de relajación con una duración de 0.4 segundos la presión dentro de las aurículas y ventrículos cae, provocando que el pequeño volumen de sangre dentro de la aorta y el tronco pulmonar regrese hacia los ventrículos y cerrando las valvulas SL, se produce el período de relajación isovolumétrica donde el volumen ventricular no varía. Cuando la presión de los ventrículos es menor que la presión de las aurículas, las válvulas AV se abren y se proceden a llenar los ventrículos. Al fin del período de relajación, los ventrículos cuentan con tres cuartas partes de su volumen de fin de diástole y se produce el comienzo de otro ciclo cardíaco (Tortora & Derrickson, 2006).

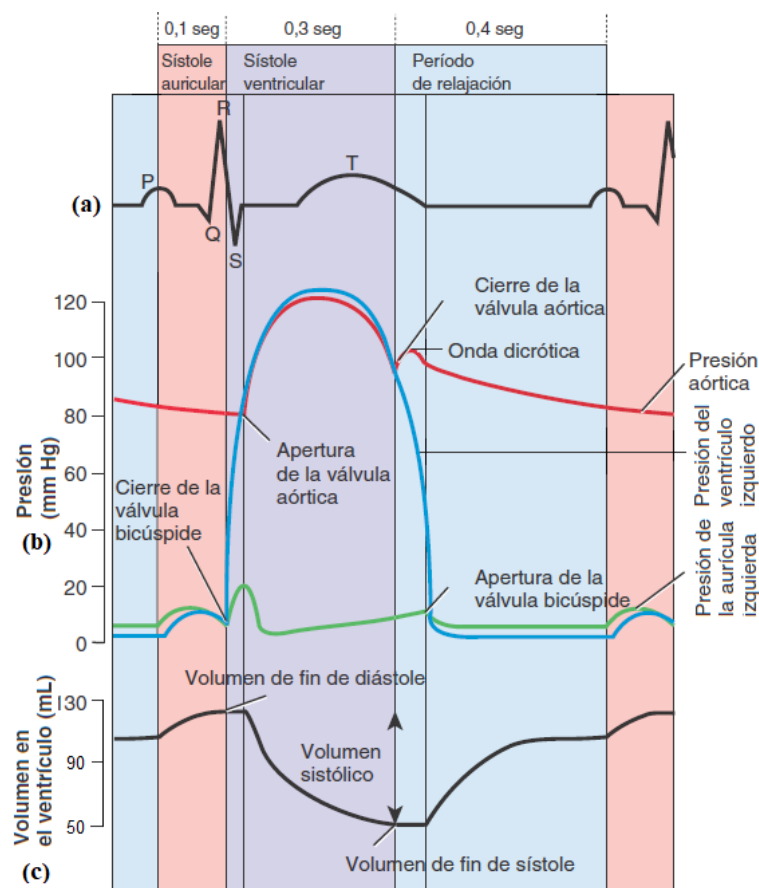


Figura 3. (a) Señales del electrocardiograma (b) Cambios de presión (c) Cambios de volumen

Fuente: (Tortora & Derrickson, 2006)

2.3. Fotopletismografía aplicada al volumen sanguíneo

La pletismografía es una técnica utilizada para la medición o estimación del volumen de un objeto, siendo una de las técnicas más antiguas para el estudio de la fisiología humana y actualmente considerada para la evaluación del flujo sanguíneo (Kamal et al., 1989).

Esta técnica fue utilizada inicialmente por Paul Bert en el año 1868, observando que los movimientos respiratorios generan variaciones de presión síncronas dentro de una cabina sellada, las primeras pruebas se realizaron en animales experimentales para posteriormente ser usada en mediciones de cambios volumétricos intratorácicos y sanguíneos en personas (Villena C, Vargas P, & Videá G, n.d.).

Arthur Dubois y colaboradores en el año 1955, consiguen medir la resistencia de las vías respiratorias en sujetos normales y en pacientes con enfermedades respiratorias por medio de la pletismografía. Colocando a la persona dentro de una caja hermética, también llamado pletismógrafo corporal, haciendo que esta respire; el cambio de presión de la caja es de signo opuesto al cambio de presión en los pulmones en todo momento (Dubois, Botelho, & Comroe, 1956).

Para el estudio del flujo sanguíneo de la piel, se toman en cuenta tres parámetros fisiológicos: movimiento físico, transporte de calor y contenido de oxígeno. Actualmente existen varios métodos utilizados que miden estos parámetros, los cuales incluyen: la termometría cutánea, el aclaramiento térmico, pletismografía por Doppler láser, eliminación de isótopos radiactivos, métodos de impedancia eléctrica y la fotopletismografía. Donde la técnica de fotopletismografía detecta el movimiento provocado por el flujo de sangre en los vasos sanguíneos la piel (Kamal et al., 1989; Swain & Grant, 1989).

El principio utilizado por la técnica de fotopleletismografía se basa en la detección óptica de los cambios volumétricos de la sangre en el lecho microvascular del tejido, ya que el sensor de fotopleletismografía está conformado por una fuente luz y un detector y que la hemoglobina y oxihemoglobina presentes en la sangre tienen la capacidad de absorción de ciertas longitudes de onda, este es capaz de monitorear los cambios en la intensidad de luz por medio de reflexión o transmisión en el tejido expuesto. Estas mediciones se relacionan con pequeñas variaciones en la perfusión sanguínea en el tejido, brindando información sobre el sistema cardiovascular del sujeto, principalmente la frecuencia cardíaca (Tamura, Maeda, Sekine, & Yoshida, 2014).

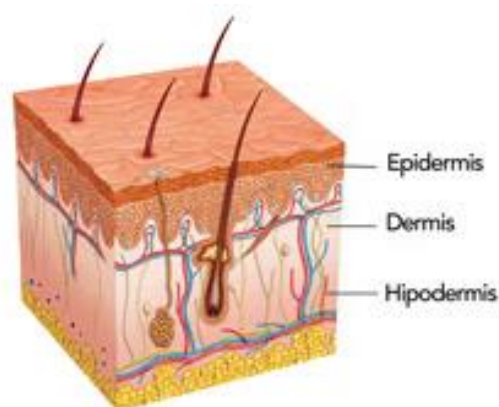


Figura 4. Capas de la piel

Fuente: (TENA, *n.d.*)

La membrana cutánea o piel es el órgano que cubre la superficie externa del cuerpo y está conformada por dos partes principales: la epidermis, superficial, delgada y compuesta por tejido epitelial y la dermis, gruesa, profunda y compuesta por tejido conectivo. La epidermis es avascular, es decir, no contiene sangre, mientras que la dermis está vascularizada. Debajo de estas dos capas tenemos la hipodermis, no forma parte de la piel y está compuesta por tejidos areolar y adiposo, el mismo que contiene grandes y numerosos vasos sanguíneos que irrigan a la piel enriqueciéndola

con nutrientes y oxígeno a nivel celular. Gracias a esta composición es posible detectar los cambios volumétricos de la sangre por medio de la fotopleletismografía (Tortora & Derrickson, 2006).

La luz de la fuente se dispersa, se refleja o refracta hasta llegar al detector. Durante el ciclo cardíaco las arterias contienen más volumen de sangre en la sístole que durante la diástole, esto causa que haya más o menos luz detectada, mientras mayor sea la cantidad de sangre en el área, menor será la cantidad de luz recibida por el detector. (Swain & Grant, 1989; Tamura et al., 2014).

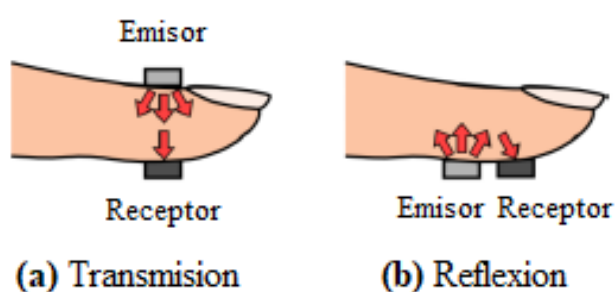


Figura 5. Funcionamiento de un sensor PPG

Fuente: (Tamura et al., 2014)

Un sensor de fotopleletismografía puede tener dos modos de funcionamiento: por transmisión (Ver **Figura 5a**), la luz es transmitida a través del medio hasta ser detectada por el receptor colocado en posición opuesta a la fuente, el área de medición es limitada ya que esta debe ser ubicada de tal manera que la luz pueda ser fácilmente transmitida, por ejemplo, la yema del dedo, tabique nasal, mejilla, lengua o lóbulo de la oreja y por reflexión (Ver **Figura 5b**), la luz es reflejada por sustancias del tejido biológico, pigmentos en la piel, huesos, y la sangre arterial y venosa, el receptor está colocado al mismo lado que la fuente, por lo que el área de medición puede estar ubicada en cualquier parte del cuerpo, sin embargo, este es afectado por artefactos de movimiento que limitan la precisión de la medición (Tamura et al., 2014).

2.3.1. Morfología de la señal de fotopletismografía

La forma de onda de las señales obtenidas por el fotopletismograma (PPG del inglés *PhotoPlethysmoGram*) está compuesta por un componente de corriente continua (DC) y un componente de corriente alterna (CA) como se observa en la **Figura 6**. El primero está dado por la señal óptica transmitida o reflejada del área de medición, dependiendo de la estructura del tejido y del volumen sanguíneo con el que se cuente en el momento de sensado, esta componente varia lentamente con la respiración. El segundo muestra las variaciones del volumen de la sangre producidos por las fases sistólica y diastólica, donde su frecuencia depende de la frecuencia cardiaca (Tamura et al., 2014).

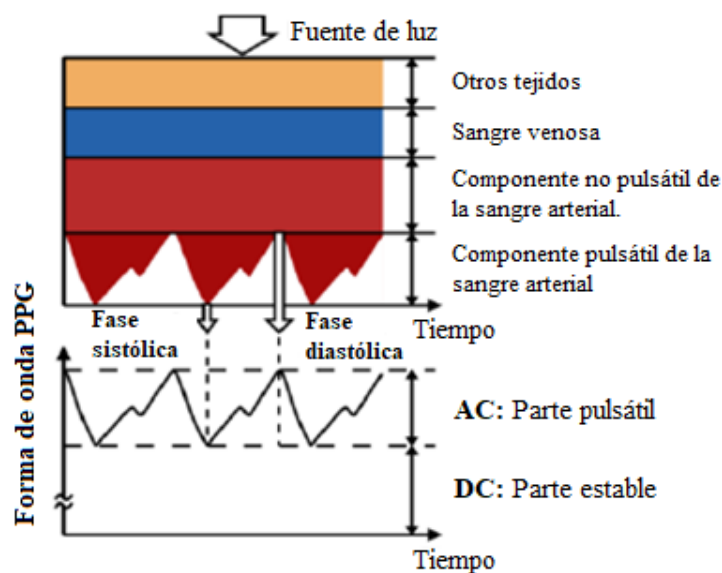


Figura 6. Variación en la atenuación de la luz por el tejido

Fuente: (Tamura et al., 2014)

La calidad de la señal depende de varios factores al momento de la medición: la ubicación, las propiedades de la piel, la saturación de oxígeno en la sangre, la tasa de flujo sanguíneo, la temperatura de la piel y el entorno de medición. Estos pueden generar varios tipos de artefactos

contenidos en la señal de PPG, por lo que se deben tomar en cuenta al momento del procesamiento de la señal (Elgendi, 2012).

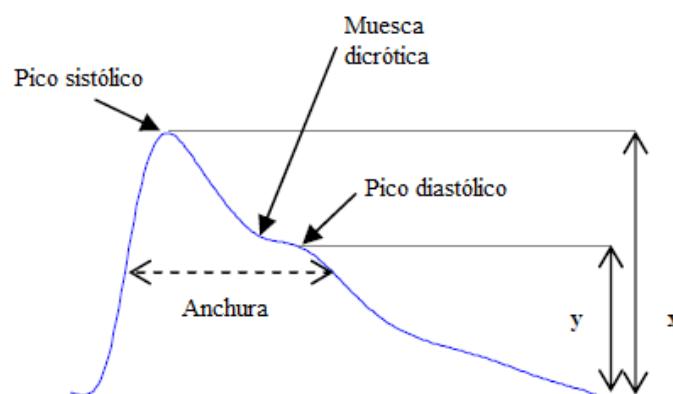


Figura 7. Forma de onda típica del PPG

Fuente: (Elgendi, 2012)

La forma de onda típica de un pulso PPG se divide en dos partes: la fase anacrónica, borde ascendente del pulso generado por la sístole y la fase catacrótica, borde descendente del pulso generado por la diástole, la muesca dicrótica que se observa en la **Figura 7**, se da en sujetos con arterias compatibles sanas. La amplitud sistólica (x) indica las variaciones pulsátiles en el volumen de la sangre, siendo la medida adecuada para estimar la presión arterial continua (Elgendi, 2012).

La forma de onda de la señal PPG se ve afectada por artefactos de movimiento, presentes en mediciones realizadas durante la vida diaria disminuyendo su confiabilidad. Actualmente, las aplicaciones y estudios sobre fotopletismografía se han basado en tres longitudes de onda, luz roja, luz verde y luz infrarroja. La dispersión, absorción o reflexión depende de las características ópticas de la fuente de luz. A medida que la longitud de onda aumenta, la dispersión en la dermis disminuye, aumentando su capacidad de penetración sobre la piel (Elgendi, 2012).

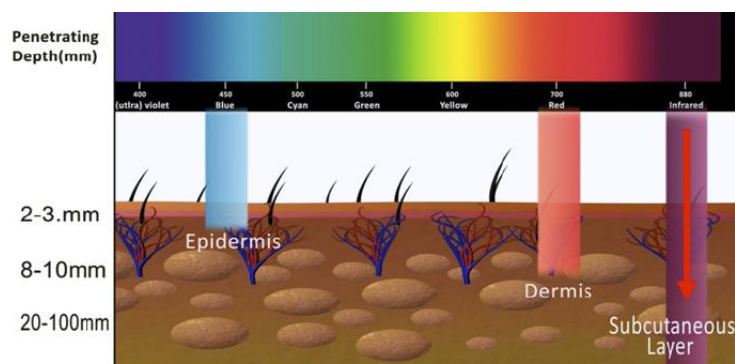


Figura 8. Penetración por longitud de onda sobre la piel

Fuente: (Clinica Serres, n.d.)

Cuando la superficie de la piel es expuesta, aproximadamente el 70% de luz es reflejada y el resto es dispersada o absorbida por el tejido. La dispersión se puede dar por las fibras de colágeno o vasos sanguíneos, mientras que a absorción se da por la melanina presente en la epidermis, vello y folículos pilosos, la oxihemoglobina y hemoglobina presentes en la sangre y finalmente por el agua (NUO Dermoestética, n.d.).

Para la técnica de fotopletismografía es de principal interés la cantidad de luz absorbida por la hemoglobina y oxihemoglobina ya que están directamente relacionada con el volumen de sangre reflejando la sístole y diástole del ciclo cardiaco.

La luz verde, comprendida en un rango de 500 y 550 nm, tiene una profundidad de penetración de 0.5 a 2 mm en la piel, presenta un pico de absorción dominante para hemoglobina y oxihemoglobina, es decir, es absorbida por los glóbulos rojos y alcanza la mayor profundidad de absorción por sangre pulsátil. Las longitudes de onda más cortas en la región visible son absorbidas por la melanina.

La diferencia entre los niveles de absorción de longitudes de onda por parte de la hemoglobina y la oxihemoglobina es notoria a partir de los 600 nm, especialmente en el rango de longitud de

onda de 645 (luz roja) a 950 nm (luz infrarroja) ya que aquí los niveles se invierten. Este comportamiento se ve detalladamente en la **Figura 9** donde la línea celeste pertenece a la hemoglobina y la línea azul pertenece a la oxihemoglobina. (Victor Ventura, 2015).

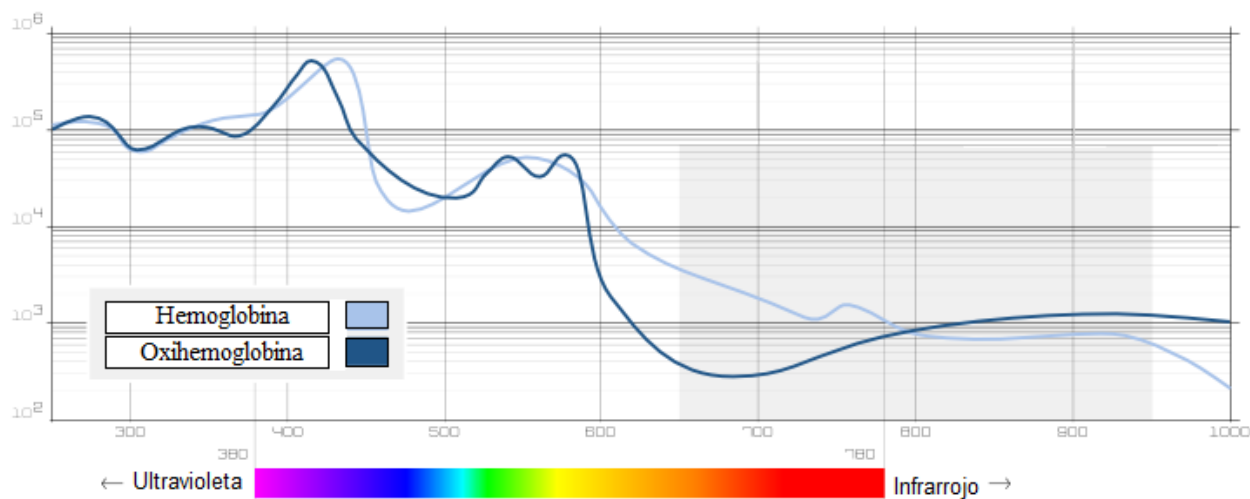


Figura 9. Absorción de luz en función de la longitud de onda

Fuente: (Victor Ventura, 2015)

La luz roja con un rango de 645 a 700 nm alcanza una profundidad de penetración de 1 a 6 mm en la piel es absorbida por la hemoglobina, mientras que la luz infrarroja IR de 750 nm a 1 milímetro de longitud de onda, penetra en la piel de 2 a 10 mm es absorbida por la oxihemoglobina. Ambas alcanzan con facilidad los tejidos profundos como el flujo sanguíneo en los músculos. En la Figura 10 se puede ver la absorción de luz roja e infrarroja por parte de la hemoglobina y la oxihemoglobina. Siendo la IR mayormente utilizada para sensores de PPG. El rango IR más largo es absorbida por el agua (Clinica Serres, n.d.; Tamura et al., 2014).

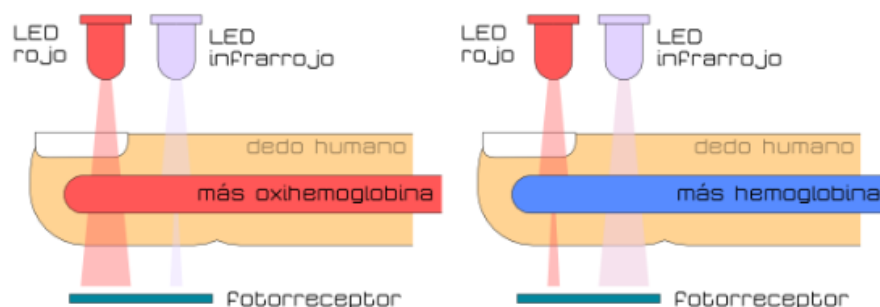


Figura 10. Absorción de luz de luz roja e infrarroja

Fuente: (Victor Ventura, 2015)

Tabla 1.

Áreas de medición por tipo de luz

Tipo de luz	Longitud de onda	Profundidad de penetración	Área de medición
Verde	500 - 550 nm	0.5 a 2 mm	Absorbida por hemoglobina y oxihemoglobina
Roja	645 - 700 nm	1 a 6 mm	Absorbida por hemoglobina
Infrarroja	750 nm - 1 mm	2 a 10 mm	Absorbida por oxihemoglobina

Fuente: (Clinica Serres, n.d.; Tamura et al., 2014; Victor Ventura, 2015)

2.3.2. Estimación del ritmo cardiaco

El intervalo Pico a Pico se denomina a la distancia entre dos picos sistólicos o dos picos máximos de la señal PPG, este intervalo esta correlacionado fuertemente con el intervalo R – R de la señal ECG ya que ambos representan un ciclo cardiaco completo, es decir cuando se cumple un intervalo Pico a Pico también se cumple un intervalo R -R dando una estimación de la frecuencia cardiaca. Mientras que el intervalo de pulso se utiliza para medir el inicio y el final de una onda

PPG y es utilizado cuando los picos diastólicos son más claros y detectables que los picos sistólicos (Elgendi, 2012).

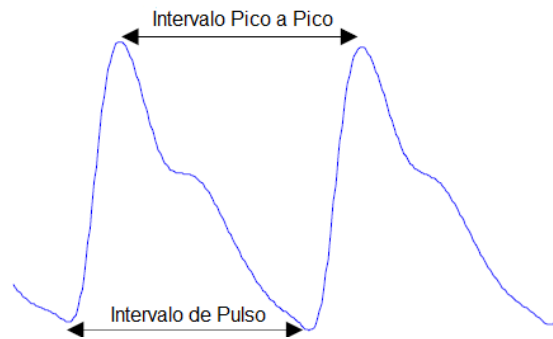


Figura 11. Dos ondas PPG consecutivas

2.4. Medidores de ritmo cardiaco comerciales

La frecuencia cardiaca es una medida que nos brinda información sobre nuestro estado físico, utilizado en la medicina o en actividades de la vida diaria. Existen varios dispositivos creados con este fin, como los pulsioxímetros colocados en el dedo o la oreja que utilizan la técnica de fotopleletismografía, así como bandas colocadas en el pecho específicas para actividad física.

Los pulsioxímetros (ver **Figura 12**) son utilizados para medir la saturación de oxígeno en la sangre y la frecuencia cardiaca, se basa en dos estados: el oxígeno unido con la hemoglobina (oxihemoglobina) o cuando no lo está (desoxihemoglobina), estos elementos tienen diferente capacidad de absorción de longitud de onda comprendidos entre 600 a 800 nm y 800 a 1000 nm, respectivamente.

Un pulsioxímetro utiliza el modo de transmisión y cuenta con dos diodos como fuente de luz, emite 660 nm (rojo) y 940 nm (infrarrojo), ya que la sangre arterial provoca un pequeño incremento de absorción de luz por parte del dedo u oreja, este dispositivo compara esta variación cuando

existe o no un latido, mostrando en porcentaje la saturación de oxígeno en la sangre y midiendo el ritmo cardiaco en latidos por minuto (bpm del *beats per minute*) gracias a la onda pulsátil que se produce. El análisis con estos dispositivos no es recomendable en actividades con movimiento, ya que son sensibles al ruido de baja frecuencia ocasionando resultados serían erróneos (Estudiantes MIR, 2017).



Figura 12. Pulsioxímetro (a) para el dedo (b) para la oreja

Las bandas pectorales tradicionales (ver **Figura 13**) hacen uso de electrodos colocados en la correa del dispositivo, quienes envían una serie de impulsos eléctricos transmitidos al corazón generados por la capsula central. Esta información es enviada para su gestión por medio de ondas de radio – frecuencia a un dispositivo, como un pulsómetro convencional, smartphone u ordenador, lo cual se convierte en una desventaja ya que no es un sistema autónomo (Baragaño Monteserín, 2015).



Figura 13. Bandas pectorales

Gracias a los avances tecnológicos y la microelectrónica se han podido desarrollar dispositivos portátiles para el monitoreo continuo de los parámetros biológicos de una persona, la fotopleletismografía es utilizada principalmente en sensores que miden la frecuencia cardiaca, ya que es una técnica no invasiva, ofrece un medio sencillo, confiable y de bajo costo.

2.4.1. Wearables de fotopleletismografía

Las pulseras cuantificadoras o *wearables* se han popularizado notablemente en los últimos años, en usuarios que practican algún deporte o personas que se interesan por mejorar o aumentar su actividad física por medio de guías y notificaciones. Compañías muy populares en el mercado utilizan la fotopleletismografía en algunos de sus productos, tales como *Apple*, *Empatica*, *Garmin*, *Samsung* o *Xiaomi*.

El sensor utilizado por el *Apple Watch* de la marca *Apple*, se basa en esta técnica de fotopleletismografía. Este dispositivo usa emisores de luces LED, cuatro de luz verde y dos de luz infrarroja; y como receptor utiliza varios fotodiodos dispuestos alrededor de la fuente de luz usando una configuración en modo de reflexión, como se ve en la **Figura 14**. Los primeros modelos de este dispositivo contaban con dos receptores colocados alado de sus emisores, dos de luz verde y dos de luz infrarroja, el modelo actual promete mayor duración de batería y mediciones más precisas. Su sensor es capaz de admitir un rango de entre 30 a 210 latidos por minuto y está diseñado para el bajo nivel de la señal de frecuencia cardiaca, aumentando del brillo de las luces LED y la frecuencia de muestreo. Los leds de luz infrarroja son utilizados cuando la frecuencia cardiaca es medida en segundo plano, es decir notificaciones de la frecuencia cardiaca, y los Leds de luz verde se encargan en medir la frecuencia cardiaca durante entrenamiento o sesiones de respiración (Apple support, 2018).



Figura 14. Apple Watch

Fuente: (Apple support, 2018)

Empatica es una compañía guiada al estudio de enfermedades biológicas, por lo que sus clientes se encuentran entre universidades, hospitales, empresas y organizaciones benéficas, dentro de su variedad de productos tenemos la *E4 wristband* (ver **Figura 15**), es un dispositivo de investigación portátil con el que se puede adquirir datos fisiológicos en tiempo real, utiliza la técnica de fotopleximografía, basándose en el principio de oximetría del modo de reflexión. La configuración de este sensor cuenta con dos emisores, uno de luz verde y otro de luz roja, que se combinan maximizando la detección de la frecuencia cardiaca; y un solo receptor de luz (Empatica Support, 2017).

La cantidad de luz medida durante la exposición de luz verde contiene mayor información sobre la onda del pulso y la cantidad de luz medida durante la exposición de roja aporta con un nivel de luz de referencia utilizado para eliminar los artefactos de movimiento (Empatica Support, 2017).



Figura 15. E4 wristband

Fuente: (Wearable Tech Fashion, 2018)

La empresa Garmin desarrolla y fabrica dispositivos guiados para el monitoreo del cuerpo durante actividad física, presenta varios dispositivos que utilizan esta técnica, el enfoque es similar a los productos encontrados en el mercado, el sensor se encuentra ubicado en la parte posterior de los dispositivos exponiendo a la parte superior de la piel para la lectura, el sensor cuenta con luces parpadeantes en modo de reflexión iluminando los capilares del área de medición.

El *Garmin Vivosmart HR+* (ver **Figura 16**), considerado el más fuerte del mercado por su seguimiento de actividad 24/7, utiliza tres emisores de luz verde de alta intensidad colocados alrededor del receptor óptico que es un fotodiodo, utiliza la tecnología de frecuencia cardiaca *Elevate* calificada como precisa, a criterio de los consumidores. Todos los dispositivos portátiles de Garmin usan un sensor OHR (frecuencia cardiaca óptica del inglés *Optical Heart Rate*) el cual entrega información sobre el ritmo cardiaco actual y la frecuencia cardiaca media en reposo, la variación entre modelos de gamas más bajas se da en la limitación del número de emisores (Garmin Support, 2018; Langley, 2017).



Figura 16. Vivosmart HR+

Fuente: (“Products In-Depth,” 2016)

Dentro del mercado de los *wearables* la empresa coreana Samsung presenta diversos modelos capaces de medir la frecuencia cardiaca, todos ellos basados en la técnica de fotoplethismografía, el sensor del *Samsung Galaxy Watch* (ver **Figura 17**) combina un solo Led de luz verde como emisor y cuatro fotodiodos como receptores, este reloj inteligente se caracteriza por contar con una frecuencia de muestreo configurable entre siempre, frecuente (cada diez minutos) y nunca. Es

capaz de detectar automáticamente cambios en el estado físico, por ejemplo, al hacer actividad física o durante el sueño. Sin embargo, ha sido criticado por su precisión a comparación con sus competidores. Dentro de los wearables que ofrece Samsung se encuentran el Gear Sport y Gear Fit2 Pro, su sensor es tradicional compuesto por dos leds verdes y un fotodiodo en el centro, estos dispositivos ofrecen menos prestaciones de software y diseño por lo que son más económicos (GSMArena, 2018; Samsung, 2018).



Figura 17. Samsung Galaxy Watch

Fuente: (GSMArena, 2018)

Por parte de la empresa Xiaomi se tiene el Mi Band 3 (ver **Figura 18**), recomendado por su relación costo/beneficio, cuenta con un sensor óptico tradicional conformado por dos leds de luz verde como emisores y un fotodiodo como receptor pero muy preciso teniendo en cuenta su costo y configuración. Brinda mediciones puntuales, pero tiene la opción de hacer mediciones continuas, aunque esto no es recomendable para la duración de la batería. El modelo actual con respecto a los modelos anteriores ofrece mayores prestaciones de software, diseño y hardware como protección IP67, pero no presenta cambios en su sensor de frecuencia cardiaca (Perez, 2018).



Figura 18. Xiaomi Mi Band 3

Fuente: (Perez, 2018)

Tabla 2.
Resumen Wearables comerciales

Dispositivo	Emisores	Receptor	Característica	Costo
Apple Watch	- 4 Leds de luz verde - 2 Leds de luz infrarroja	8 fotodiodos	Luz infrarroja es utilizada para notificaciones de frecuencia cardiaca y luz verde durante actividad física y sesiones de respiración.	399\$
E4 wristband	- 1 Led de luz verde - 1 Led de luz roja	1 fotodiodo	La exposición de roja aporta con un nivel de luz de referencia utilizado para eliminar los artefactos de movimiento.	275\$
Vivosmart HR+	- 3 Led de luz verde	1 fotodiodo	Considerado el más fuerte del mercado por su seguimiento de actividad 24/7.	200\$
Samsung Galaxy Watch	- 1 Led de luz verde	4 fotodiodos	Frecuencia de muestreo configurable entre siempre, frecuente y nunca.	350\$
Xiaomi Mi Band 3	- 2 Led de luz verde	1 fotodiodo	Bastante preciso comparando con su precio y configuración del sensor.	43\$

CAPITULO III

ESTUDIO DE LAS CONFIGURACIONES DE HARDWARE PARA LA OBTENCIÓN DE LAS SEÑALES PPG

3.1.Introducción

Un sensor basado en la técnica de fotoplethysmografía está conformado por dos componentes, emisores y receptores de luz, el número de ambos varía según como se los quiera utilizar, a esta variación, se la nombrará como: tipo de configuración.

Usando como base la información recopilada sobre los sensores utilizados por *wearables* comerciales se determinó utilizar en el presente estudio tres tipos de emisores, con diferentes longitudes de onda, las cuales se resumen en luz verde, rojo e infrarroja. Como dos tipos de receptores, fototransistores y fotodiodos, capaces de captar la luz según la longitud de onda correspondiente a cada uno de los emisores. Tanto los receptores y los emisores deben pertenecer a la misma longitud de onda para que las mediciones del sensor de fotoplethysmografía sean correctas (Kamal et al., 1989).

Para la selección de emisores, receptores y encapsulados se tomó en cuenta principalmente sus dimensiones y características físicas, para lograr un montaje adecuado de las configuraciones de manera sencilla y con tecnología disponible en el mercado nacional. Guiado específicamente a la creación de sus placas y soldadura de cada elemento a las mismas, es decir, elementos pequeños dedicados al dispositivo final, pero lo suficientemente grandes para su manipulación durante el estudio. Por lo que se eligieron emisores de cada longitud de onda, similares entre sí, un receptor de luz visible para leds verdes y rojos, un receptor de luz infrarroja y encapsulados ópticos específicos para sensado por medio de fotoplethysmografía.

3.2. Especificaciones técnicas de emisores, receptores y encapsulados

A continuación, se detalla cada uno de los emisores, receptores y encapsulados utilizados en el estudio con sus características, fabricante, dimensiones y valores de voltaje y corriente para su funcionamiento.

3.2.1. Emisores

LED AM2520ZGC09. (Figura 19) Del fabricante Kingbright, este emisor cuenta con una iluminación de color verde, sus dimensiones son 5.8 x 2 x 2.8 mm de largo, ancho y alto, respectivamente. Trabaja con una longitud de onda máxima de 515 nm a una corriente I_F de 20 mA y un voltaje directo 3.3 V, soporta un voltaje máximo de 4.1 V. (Kingbright, 2007)



Figura 19. Led AM2520ZGC09

Fuente: (Kingbright, 2007)

LED AM2520EC09. (Figura 20) Del fabricante Kingbright, emite iluminación de color rojo, sus dimensiones son 5.8 x 2 x 2.8 mm de largo, ancho y alto, respectivamente. Trabaja con una longitud de onda máxima de 627 nm a una corriente I_F de 20 mA y un voltaje directo 2 V, soporta un voltaje máximo de 2.5 V. (Kingbright, 2010)



Figura 20. Led AM2520EC09

Fuente: (Kingbright, 2010)

OP181. Componente emisor SMD. (**Figura 21**) del fabricante *TT Electronics*, es un emisor de montaje superficial compuesto de un LED de alta potencia de 940 nm dentro del rango de la radiación infrarroja, incluye una lente con la función de proporcionar mejores características del ángulo del haz. Sus dimensiones son 2.72 x 1.26 x 1.33 mm de largo, ancho y alto, respectivamente. Trabaja con una longitud de onda máxima de 940 nm a una corriente I_F de 20 mA y un voltaje directo 1.5 V, soporta un voltaje máximo de 1.65 V. (TT Electronics PLC, 2016)



Figura 21. OP181

Fuente: (TT Electronics PLC, 2016)

3.2.2. Receptores

BPW34. Fotodiodo pin de silicio (**Figura 22**), del fabricante *Vishay Semiconductors* es un fotodiodo en miniatura con alta velocidad y sensibilidad de radiación. Tiene la capacidad de detectar la radiación infrarroja, cumpliendo la función de receptor en el sensor de fotopleitismografía. Sus dimensiones son 4.5 x 4 x 2 mm de largo, ancho y alto, respectivamente. Trabaja con una longitud de onda máxima de 900 nm y soporta un voltaje máximo de 60 V (Vishay Semiconductors, 2017).



Figura 22. BPW34

Fuente: (Vishay Semiconductors, 2017)

APDS-9008-020. Foto sensor miniatura de luz ambiental con encapsulado superficial (**Figura 23**) del fabricante *Avago Technologies*, es un foto - sensor de luz ambiental con salida analógica cuenta con un encapsulado superficial miniatura chipLED libre de plomo. Este foto - sensor está adaptado espectralmente de tal manera que brinda una capacidad de respuesta, similar a la del ojo humano. En el sensor de fotopleitismografía cumple la función de receptor. Sus dimensiones son 1.6 x 1.5 x 0.55 mm de largo, ancho y alto, respectivamente. Trabaja con una longitud de onda máxima de 565 nm con un voltaje de 1.6 V y soporta un voltaje máximo de 5.5 V. (Avago Technologies, 2008)

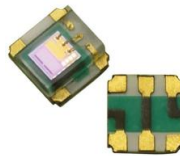


Figura 23. APDS-9008-020

Fuente: (Avago Technologies, 2008)

3.2.3. Encapsulados

TCRT5000. Sensor óptico reflectante con salida de transistor (**Figura 24**), perteneciente a la empresa Vishay Semiconductors, es un sensor que está compuesto por un emisor infrarrojo y un fototransistor el cual tiene una cobertura de plomo que bloquea la luz visible del ambiente, asegurando que se obtenga una correcta medición; emisor y receptor están colocados uno alado del otro con una barrera plástica entre ellos. Este sensor trabaja en modo de reflexión. En la figura **Tabla 3** se describen sus características operacionales principales.



Figura 24. TCRT5000

Fuente: (Vishay Semiconductors, 2009)

Tabla 3.

Características del sensor TCRT5000

Característica	Descripción
Tipo de emisor	Infrarrojo
Tipo de receptor	fototransistor
Dimensiones (L x An x Al en mm):	10.2 x 5.8 x 7
Distancia máxima de funcionamiento	2.5 mm
Protección	Filtro de bloqueo de luz visible
Longitud de onda del emisor	950 nm
Entrada (Emisor)	
Corriente de activación	$I_F = 60 \text{ mA}$
Voltaje directo	Típico = 1.25 V
	Máximo = 1.5 V
Salida (Receptor)	
Corriente de salida típica bajo prueba	$I_C = 1 \text{ mA}$
Voltaje Colector-Emisor	Máximo = 70 V

Fuente: (Vishay Semiconductors, 2009)

QRD1114. Sensor de objeto reflexivo (**Figura 25**) es un sensor óptico infrarrojo de corto alcance que trabaja en modo de reflexión. Este sensor está conformado por un fotodiodo IRLED y un fototransistor que se encuentran uno alado del otro en el mismo encapsulado el cual funciona como un filtro de luz visible, ambos se alimentan independientemente. El modo de funcionamiento de este sensor es reflexión. Sus características operacionales se pueden ver en la **Tabla 4**.




Figura 25. QRD1114

Fuente: (Fairchild Semiconductor, 2000)

Tabla 4.

Características del sensor QRD1114

Característica	Descripción
Tipo de emisor	Infrarrojo
Tipo de receptor	fototransistor
Dimensiones (L x An x Al en mm):	6.10 x 4.39 x 4.65
Distancia máxima de funcionamiento	5 mm
Protección	Filtro de bloqueo de luz visible
Longitud de onda del emisor	940 nm
Entrada (Emisor)	
Corriente de activación	$I_F = 20 \text{ mA}$
Voltaje directo	Típico = 1.2 V
	Máximo = 1.7 V


Continúa

Salida (Receptor)	
Corriente de salida típica bajo prueba	$I_C = 1 \text{ mA}$
Voltaje Colector-Emisor	Máximo = 30 V

Fuente: (Fairchild Semiconductor, 2000)

BIOFY SFH 7050. (Figura 26) del fabricante *Osram Opto Semiconductor* es un sensor optoelectrónico integrado compuesto por tres diodos emisores de luz con longitudes de onda distintos (luz verde, luz roja, luz infrarroja) y un fotodiodo que cumple la función de receptor con una grande área superficial para aumentar al máximo el nivel de señal. Este sensor fue diseñado específicamente para aplicaciones de pulsioximetría reflectante y el seguimiento de actividad física. Cuenta con un filtro de luz para bloquear diafonías o perturbaciones ópticas internas, mejorando la índice señal Vs. ruido. Sus características operacionales se pueden ver en la **Tabla 5**.




Figura 26. BIOFY SFH 7050

Fuente: (Osram Opto Semiconductor, 2015)

Tabla 5.

Características del sensor BIOFY SFH 7050

CARACTERÍSTICA	DESCRIPCIÓN
Tipo de emisor	Luz verde, luz roja, luz infrarroja
Tipo de receptor	Fotodiodo


Continúa

Dimensiones (L x An x Al en mm):		4.7 x 2.5 x 0.9
Dimensiones del área de radiación		1.3 x 1.3 mm x mm
Protección		Barreras de luz para bloquear la diafonía óptica
Entrada (Emisor)		
Luz verde	Longitud de onda	525 nm
	Corriente de activación	$I_F = 20 \text{ mA}$
	Voltaje de directo	Típico = 3.4 V Máximo = 4.4 V
Luz roja	Longitud de onda	660 nm
	Corriente de activación	$I_F = 20 \text{ mA}$
	Voltaje de directo	Típico = 2.1 V Máximo = 2.8 V
Luz infrarroja	Longitud de onda	950 nm
	Corriente de activación	$I_F = 20 \text{ mA}$
	Voltaje de directo	Típico = 1.3 V Máximo = 1.8 V
Salida (Receptor)		
Rango espectral de sensibilidad		400 – 1100 nm
Corriente de activación		$I_F = 10 \text{ mA}$
Voltaje directo		Típico = 0.9 V

Fuente: (Osram Opto Semiconductor, 2015)

BIOFY SFH 7051 (Figura 27), de Osram Opto Semiconductors diseñado específicamente para aplicaciones de pulsioximetría reflectante y seguimiento automático de la actividad física. Es un sensor optoelectrónico integrado, está conformado por tres LED verdes como emisores y un

fotodiodo como receptor con un área superficial grande para aumentar al máximo la señal. Cuenta con un filtro de luz para bloquear diafonías o perturbaciones ópticas internas, mejorando la índice señal Vs. ruido. Sus características operacionales se pueden ver en la **Tabla 6**.




Figura 27. Sensor BIOFY SFH 7051

Fuente: (OSRAM Opto Semiconductors, 2015)

Tabla 6.

Características del sensor BIOFY SFH 7051

Característica	Descripción
Tipo de emisor	Luz verde
Tipo de receptor	Fotodiodo
Dimensiones (L x An x Al en mm):	4.7 x 2.5 x 0.9
Dimensiones del área de radiación	1.3 x 1.3 mm x mm
Protección	Barreras de luz para bloquear la diafonía óptica
Entrada (Emisor)	
Longitud de onda	530 nm
Corriente de activación	$I_F = 20 \text{ mA}$
Voltaje de directo	Típico = 3.2 V
	Máximo = 3.7 V


 Continua

Salida (Receptor)	
Rango espectral de sensibilidad	400 – 1100 nm
Corriente de activación	$I_F = 10 \text{ mA}$
Voltaje directo	Típico = 0.9 V

Fuente: (OSRAM Opto Semiconductors, 2015)

BIOFY SFH 7070 (Figura 28), de Osram Opto Semiconductors diseñado específicamente para aplicaciones de control cardíaco, como medición de pulso, es un sensor optoelectrónico integrado conformado por dos LED verdes como emisores y un fotodiodo como detector, dentro de un solo encapsulado que cuenta con barreras de luz entre los emisores y el receptor. Cuenta con un filtro de luz para bloquear diafonías o perturbaciones ópticas internas, mejorando la índice señal Vs. ruido. Forma parte de la familia de sensores para seguimiento de actividad física diseñados por OSRAM. Sus características operacionales se pueden ver en la **Tabla 7**.



Figura 28. Sensor BIOFY SFH 7070

Fuente: (OSRAM Opto Semiconductors, 2016)

Tabla 7.*Características del sensor BIOFY SFH 7070*

Característica	Descripción
Tipo de emisor	Luz verde
Tipo de receptor	Fotodiodo
Dimensiones (L x An x Al en mm):	7.5 x 3.9 x 0.9
Dimensiones del área de radiación	1.29 x 2.69 mm x mm
Protección	Barreras de luz para bloquear la diafonía óptica
Entrada (Emisor)	
Longitud de onda	526 nm
Corriente de activación	$I_F = 20 \text{ mA}$
Voltaje de directo	Típico = 3 V
	Máximo = 3.4 V
Salida (Receptor)	
Rango espectral de sensibilidad	402 – 694 nm
Corriente de activación	$I_F = 10 \text{ mA}$
Voltaje directo	Típico = 0.84 V

Fuente: (OSRAM Opto Semiconductors, 2016)

3.3. Caracterización de las configuraciones para el estudio

Para el estudio se establecieron 12 configuraciones con los componentes nombrados anteriormente, utilizando los tres tipos de luces generados por los emisores y sus respectivos receptores, tomando en consideración las configuraciones de los *wearables* comerciales. Se

establecieron configuraciones con uno o dos emisores de cada longitud de onda y configuraciones que unan los diferentes tipos de luces.

Se crearon los circuitos de activación para cada uno de los componentes garantizando su correcto funcionamiento para el sensado de la señal de frecuencia cardiaca. Todos los sensores funcionan por medio del principio de reflexión. Se diseñó placas PCB doble capa de cada uno de ellos, con la finalidad de tener facilidad para la adquisición de las señales y una mejor respuesta de cada uno de ellos. A continuación, se describen cada una de las diferentes configuraciones o arregles de emisores y receptores creadas para el estudio.

Configuración 1. Se utilizó dos TCRT5000 para obtener una configuración de dos emisores de luz infrarroja y dos fototransistores como receptores, colocados como se puede apreciar en la **Figura 29(a)**.

El circuito de activación de los TCRT5000 se muestra en la **Figura 29(b)**, está conformado por dos etapas, la primera etapa corresponde al emisor, en este caso el LED infrarrojo, cuenta con un transistor en modo corte y saturación que permite suministrar la suficiente corriente para encender el infrarrojo, se colocó la resistencia R1 y R2 para que a la carga le llegue una corriente máxima de activación de 60 mA. En la segunda etapa se colocó la resistencia R3 que de la misma manera se encarga de que el fototransistor reciba la suficiente corriente para su adecuado funcionamiento.

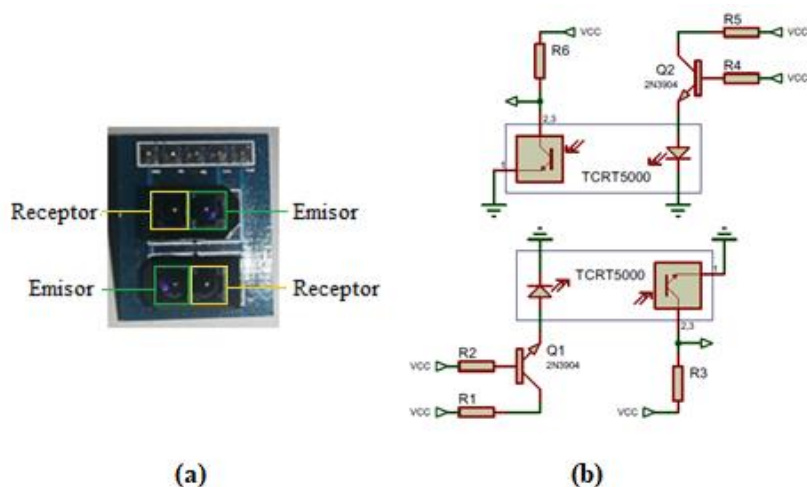


Figura 29. (a) Configuración con TCRT5000 (b) Circuito de activación TCRT5000

Configuración 2. Un arreglo similar al anterior se obtuvo con el sensor QRD1114, conformado por dos Leds infrarrojos como emisores y dos fototransistores como receptores, colocados como se ve en la **Figura 30(a)**. El circuito de activación del QRD1114 se muestra en la **Figura 30(b)**, está conformado por dos etapas, la primera etapa corresponde al emisor, en este caso el fototransistor IRLED, cuenta con una resistencia R1 conectada en serie con la fuente de alimentación, la cual asegura que lleguen la corriente máxima de activación de 20 mA. En la segunda etapa se colocó la resistencia R2 que de la misma manera se encarga de que el fototransistor reciba la suficiente corriente para su adecuado funcionamiento.

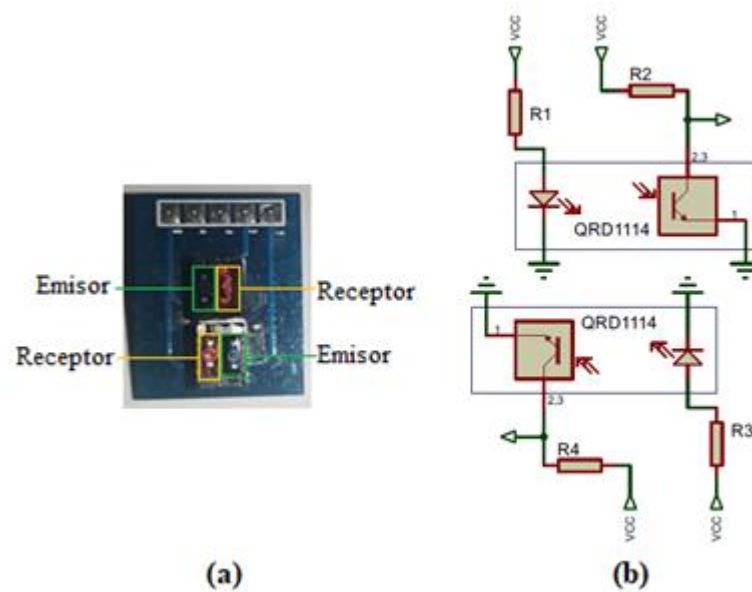


Figura 30. (a) Configuración con QRD1114 (b) Circuito de activación QRD1114

Configuración 3 y 4. Con el emisor de luz infrarroja OP181 y el fotodiodo BPW34 se diseñaron dos diferentes configuraciones, con uno y dos emisores ambos con un receptor como se puede observar en la **Figura 31(a)** y la **Figura 31(b)** respectivamente. Para el circuito de activación se tomó en cuenta la configuración interna de cada componente, por lo que se utilizó el circuito típico de los diodos para la primera fase y el circuito para fotodiodos en la segunda etapa de la configuración. Tal como se muestra en la **Figura 31(c)** y la **Figura 31(d)**.

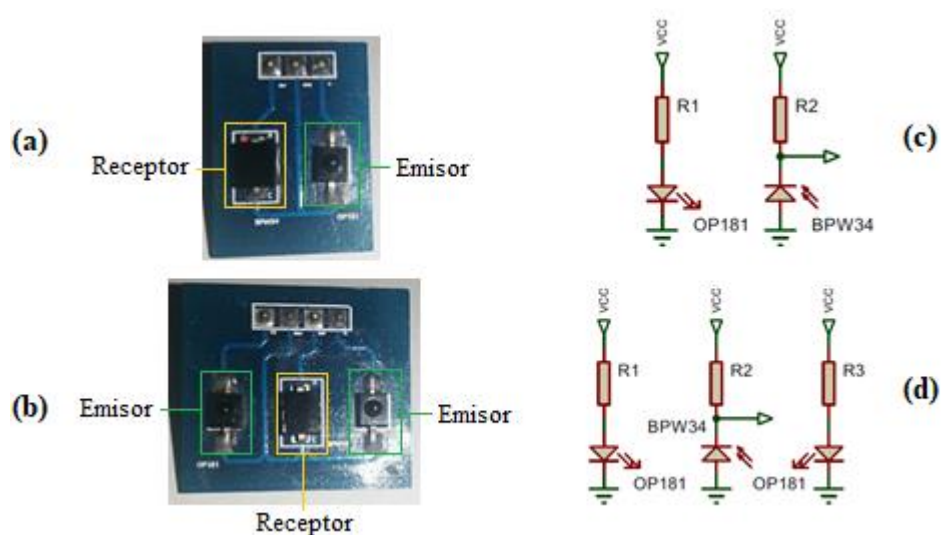


Figura 31. (a) Configuración con BPW34 y OP181 (b) Configuración con BPW34 y dos OP181 (c, d) Circuitos de activación del sensor

Configuración 5 - 9. El receptor APDS – 9008 se utilizó en cinco diferentes configuraciones junto a los emisores AM2520ZGC09 y el emisor AM2520EC09, todas estas configuraciones tuvieron un solo receptor. La configuración 1 conto con un emisor de luz verde, la configuración 2 con dos emisores de luz verde, para la configuración 3 se usó un emisor de luz roja, para la configuración 4 fueron dos emisores de luz roja y finalmente para la configuración 5 los emisores variaron fueron uno de luz verde junto a uno de luz roja. Colocados tal como se puede ver en la **Figura 32(a)** y la **Figura 32(b)** respectivamente.

El sensor APDS – 9008 cuenta con un circuito de activación típico, el cual se encuentra especificado en la segunda etapa de la configuración en la **Figura 32(c)** y **Figura 32(d)** , los pines 2, 3 y 5 del dispositivo no tienen conexión, el pin 1 se conecta a la fuente, el pin 4 se conecta a la tierra y por medio del pin 6 se obtiene la salida analógica del receptor. El circuito de activación del Led AM2520ZGC09 y Led AM2520EC09 es un circuito típico para los diodos Led.

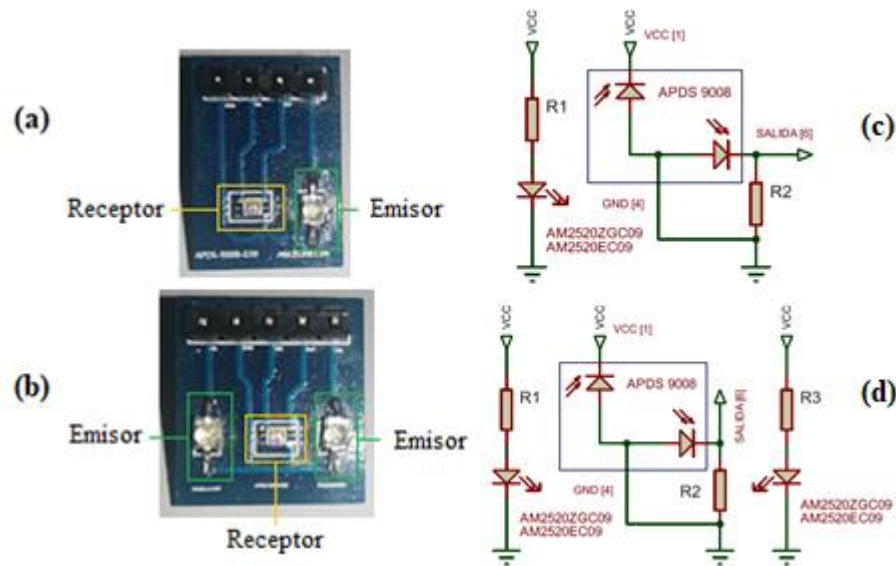


Figura 32. (a) Configuración APDS – 9008 con un emisor (b) Configuración APDS – 9008 con dos emisores (c, d) Circuitos de activación del APDS – 9008

Modificado de: (Avago Technologies, 2008)

Configuración 10. Para el sensor BIOFY SFH 7050 se utilizó su configuración establecida con un led de luz verde, roja e infrarroja y un fotodiodo como receptor, como se puede observar en la **Figura 33(a)**. Para el circuito de activación se tomó en cuenta la configuración interna del dispositivo multichip, por lo que se utilizó el circuito típico de los diodos. Tal como se muestra en la **Figura 33(b)**. La alimentación a los diodos se conecta a los pines 2, 3, 5 y 7 por medio de una resistencia, los pines 1,4,6 y 8 se conectan a tierra. La salida de corriente del fotodiodo se obtiene directamente del pin 5.

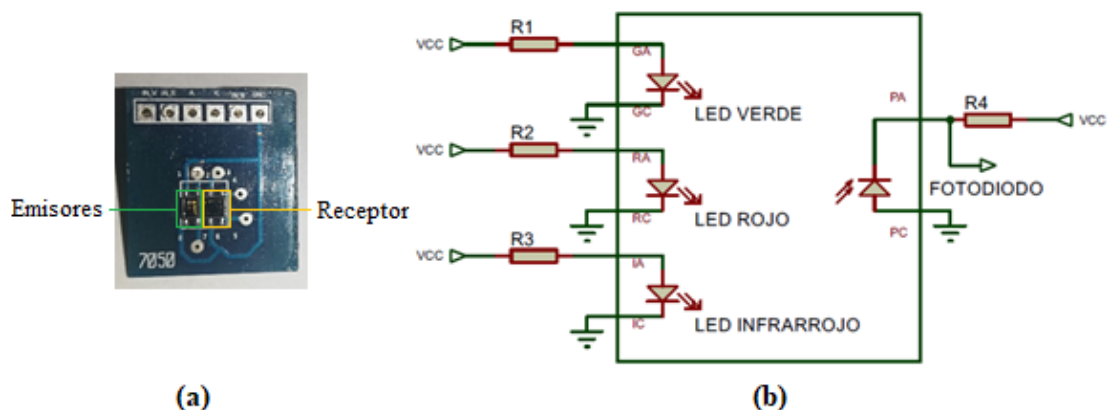


Figura 33. (a) Configuración BIOFY SFH 7050 (b) Circuito de activación del sensor

Configuración 11. El sensor BIOFY SFH 7051 está conformado por 3 emisores led de luz verde y un receptor fotodiodo, colocados como se observa en la **Figura 34(a)**. Para el circuito de activación se tomó en cuenta la configuración interna del dispositivo multichip, por lo que se utilizó el circuito típico de los diodos. Tal como se muestra en la **Figura 34(b)**. La alimentación a los diodos se conecta a los pines 1, 4, 6 y 8 por medio de una resistencia, los pines 2, 3, 5 y 7 se conectan a tierra. La salida de corriente del fotodiodo se obtiene directamente del pin 4.

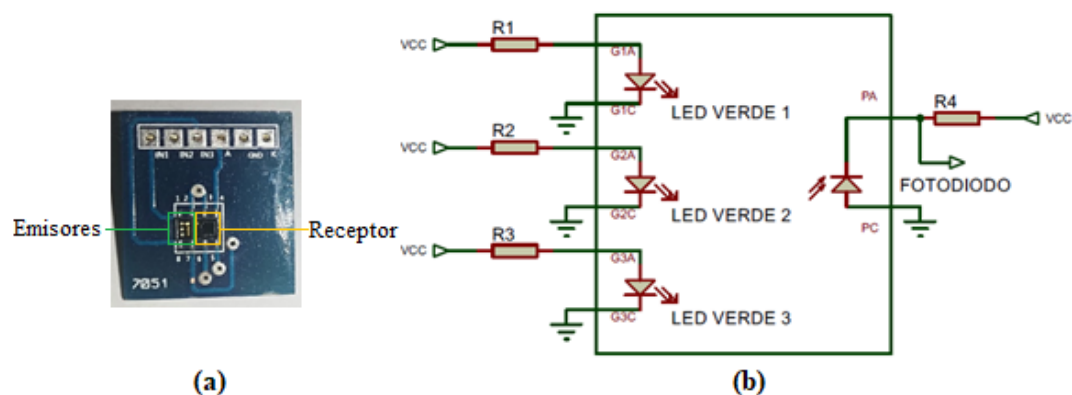


Figura 34. (a) Configuración BIOFY SFH 7051 (b) Circuito de activación del sensor BIOFY SFH 7051

Configuración 12. Por último, está el sensor BYOFY SFH 7070 conformado por dos emisores led de luz verde y un fotodiodo como receptor, colocados como se puede ver en la Figura 35(a). Para el circuito de activación se tomó en cuenta la configuración interna del dispositivo multichip, por lo que se utilizó el circuito típico de los diodos. Tal como se muestra en la Figura 35(b). La alimentación a los diodos se conecta a los pines 4, 5 y 6 por medio de una resistencia, los pines 1,2 y 3 se conectan a tierra. La salida de corriente del fotodiodo se obtiene directamente del pin 5.

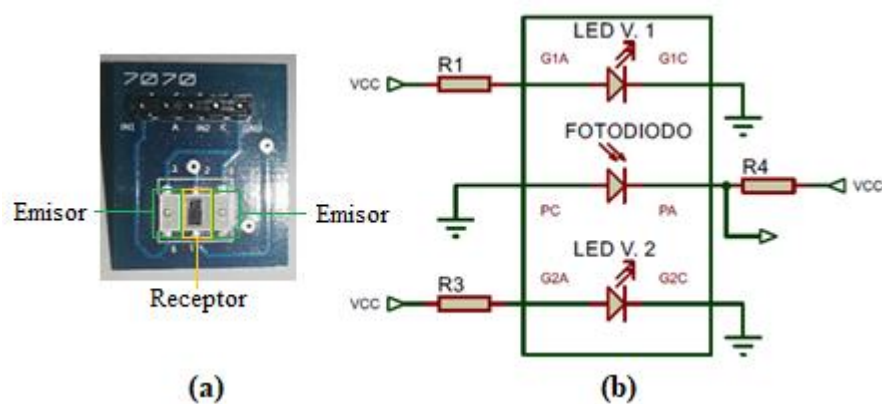


Figura 35. (a) Configuración BIOFY SFH 7070 (b) Circuito de activación del sensor BIOFY SFH 7070

En la **Tabla 8** se puede observar un resumen de los sensores establecidos para el estudio.

Tabla 8.

Lista de sensores

Cnfg.	Emisor			Receptor		
	Nombre	Tipo de luz	#	Nombre	Tipo	#
1	TCRT5000	Infrarrojo 950 nm	2	TCRT5000	Fototransistor 950 nm	2
2	QRD1114	Infrarrojo	2	QRD1114	Fototransistor	2

➔
Continua

		940 nm			940 nm		
3	OP181	Infrarrojo 940 nm	1	BPW34	Fotodiodo 900 nm	1	
4	OP181	Infrarrojo 940 nm	2	BPW34	Fotodiodo 900 nm	1	
5	AM2520ZGC09	Luz verde 515 nm	1	APDS-9008-020	Fotodiodo 500 - 680 nm	1	
6	AM2520ZGC09	Luz verde 515 nm	2	APDS-9008-020	Fotodiodo 500 - 680 nm	1	
7	AM2520EC09	Luz roja 627 nm	1	APDS-9008-020	Fotodiodo 500 - 680 nm	1	
8	AM2520EC09	Luz roja 627 nm	2	APDS-9008-020	Fotodiodo 500 - 680 nm	1	
9	AM2520ZGC09	Luz verde 515 nm	2	APDS-9008-020	Fotodiodo 500 - 680 nm	1	
	AM2520EC09	Luz roja 627 nm					
10	BIOFY SFH 7050	Luz verde 525 nm	3	BIOFY SFH 7050	Fotodiodo 400 – 1100 nm	1	
		Luz roja 660 nm					
		Infrarrojo 950 nm					
11	BIOFY SFH 7051	Luz verde 530 nm	3	BIOFY SFH 7051	Fotodiodo 400 – 1100 nm	1	
12	BIOFY SFH 7070	Luz verde 526 nm	2	BIOFY SFH 7070	Fotodiodo 526 nm	1	

3.4. Selección de la posición para el sensor en el brazo

Una vez establecidas las configuraciones para el estudio, la siguiente etapa para una implementación adecuada del dispositivo, es seleccionar la zona del brazo menos afectada por el movimiento. Para lo cual se establecieron tres posiciones diferentes, la parte superior e inferior de la muñeca y en la arteria radial a las cuales se les denominó posición 1, 2 y 3 respectivamente como se observa en **Figura 36**.

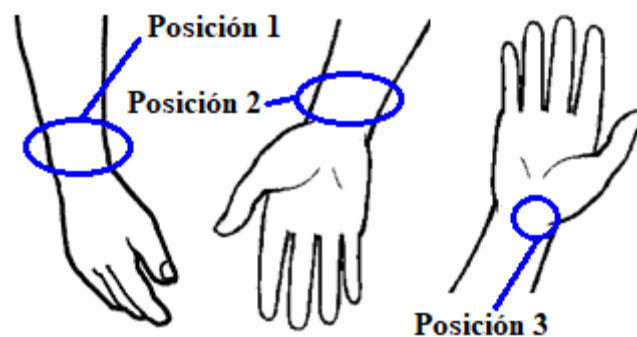


Figura 36. Posiciones para los sensores

Para la adquisición inicial de las señales generadas por cada una de las 12 configuraciones se tomó en cuenta una señal sin procesar, es decir, sin el filtrado necesario para la eliminación de ruido ambiental, solo se realizó la instrumentación necesaria para que esta pueda ser adquirida y digitalizada por la tarjeta Discovery STM32F407 para ser graficada y guardada en un vector por el software MATLAB, para su posterior análisis. Las señales de las configuraciones estudiadas fueron tomadas con el brazo sin movimiento en cada posición.

Para realizar el estudio se determinó una señal que sirvió como base o referencia, la cual fue adquirida del dedo índice por medio del sensor TCRT5000 con un receptor y un emisor, ya que este sensor ha sido probado por estudios anteriores. (Saa Escobar, 2018)

Se utilizó la técnica de reflexión de la luz para la captura de la señal de referencia, colocando un dedo sobre el sensor de fotopletoisgrafía. Obteniendo la señal de PPG en la **Figura 37** como referencia para cada una de las mediciones, donde se puede observar claramente la sístole y diástole ocasionadas por el ciclo cardiaco.

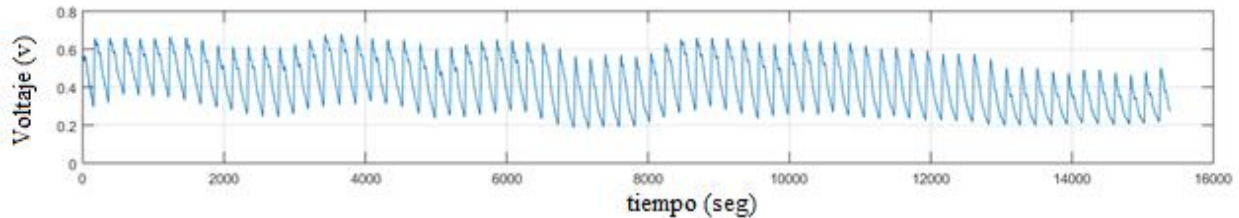


Figura 37. Señal de referencia

3.4.1. Etapa de preamplificación

Considerando que un fototransistor entrega voltaje a su salida y un fotodiodo entrega corriente, la etapa de preamplificación cambia para los dos receptores utilizados, cada una se describe a continuación.

3.4.1.1. Fototransistor como receptor

Se utilizó el amplificador de instrumentación INA128, tomado en cuenta para aplicaciones biomédicas, por su alta inmunidad al ruido, impedancia de entrada y rechazo al modo común, con este circuito se puede lograr una ganancia de 1 a 10000 variando la resistencia R_G entre los pines 1 y 8 del encapsulado, como se puede ver en el circuito de la etapa de preamplificación en la **Figura 38**.

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (1)$$

Esta ganancia está definida por la **Ecuación (1)**, determinada con un valor de 10 para los circuitos del sensor de referencia y las configuraciones con los encapsulados TCRT5000 y QRD1114, obteniendo una resistencia de R_G de 5.5k.

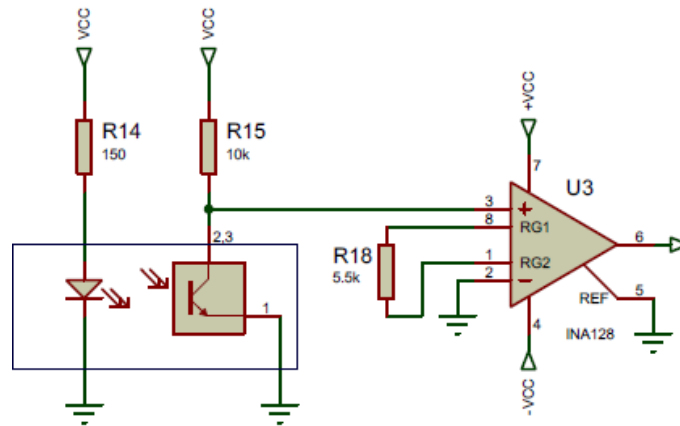


Figura 38. Etapa de preamplificación para el fototransistor

3.4.1.2. Fotodiodo como receptor

Para los sensores que cuentan de un fotodiodo como receptor se varió la etapa de preamplificación por un convertor de corriente a voltaje, necesario para poder medir la luz incidente con un fotodiodo. Se utilizó el modo fotovoltáico el cual está presente en aplicaciones de precisión ya que brinda una excelente linealidad y bajo nivel de ruido. El voltaje de salida es igual al producto de la corriente de que circula por el fotodiodo I_d por la resistencia de realimentación R_f que es R1 con un valor de 10k, obteniendo una preamplificación de 10 veces la señal de entrada (Iglesias Benítez, Rodríguez Pérez, & Val, 2017).

Para este circuito de la etapa de preamplificación de la señal PPG se utilizó el amplificador operacional TL084, cuenta con entradas FET, evitando que el fotodiodo se cargue y entregando a la salida un voltaje proporcional a la corriente o luz incidente que se encuentra sobre el fotodiodo.

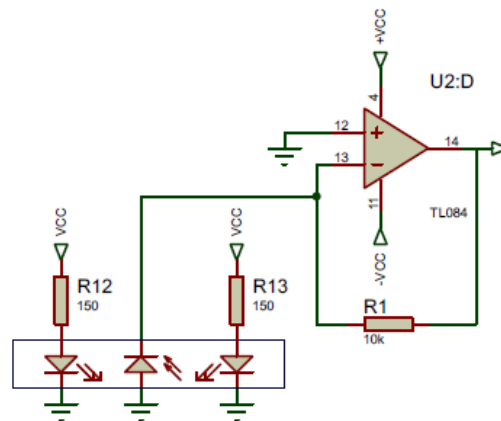


Figura 39. Etapa de preamplificación para el fotodiodo

3.4.2. Etapa de desplazamiento del nivel de offset

Ya que la señal PPG cuenta con un nivel de DC positivo es necesaria la implementación de un circuito que compense con un voltaje negativo para que no se presente saturación del sistema. Después de la etapa de preamplificación, tanto para los fototransistores y los fotodiodos se implementó un amplificador sumador de ganancia 1 con el que se varia la señal por medio de un potenciómetro de 1M y un voltaje de -3.7v en un canal de entrada. El circuito se puede ver en la **Figura 40.**

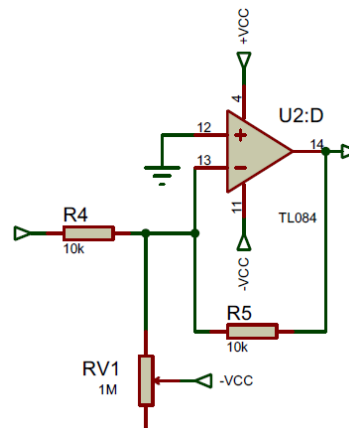


Figura 40. Etapa de variación del nivel de DC

3.4.3. Etapa de amplificación

Para la técnica de fotopleletismografía se debe tomar en cuenta dos características fisiológicas que varían entre las personas: la pigmentación y composición de la piel y el volumen de sangre generado en cada pulsación del corazón, estas generan variaciones de la amplitud y el nivel de DC de la señal PPG adquirida por los sensores.

Para poder aumentar o disminuir la amplitud de la señal se implementó una etapa de amplificación posterior a la etapa de preamplificación, utilizando un amplificador operacional en configuración sumador no inversor para los fototransistores y en configuración sumador inversor para los fotodiodos, donde sus ecuaciones están dadas por las **ecuaciones (2) y (3)** respectivamente.

$$G = 1 + \frac{R_1}{R_2} \quad (2)$$

$$G = -\frac{R_{22}}{R_{11}} \quad (3)$$

En ambos circuitos se obtiene una máxima ganancia variable de 200, siendo R1 la resistencia RV2 y R2 la resistencia R19 en la **Figura 41(a)** y siendo R11 la resistencia RV1 y R22 la resistencia R5 en la **Figura 41(b)**. Es posible ajustar a la señal de PPG en un rango de 1 Vpp a 3 Vpp, necesarios para la etapa de digitalización. Este ajuste de la señal debe ser establecido antes de la puesta en marcha del dispositivo por medio de una interfaz gráfica verificando que la señal PPG no se corte.

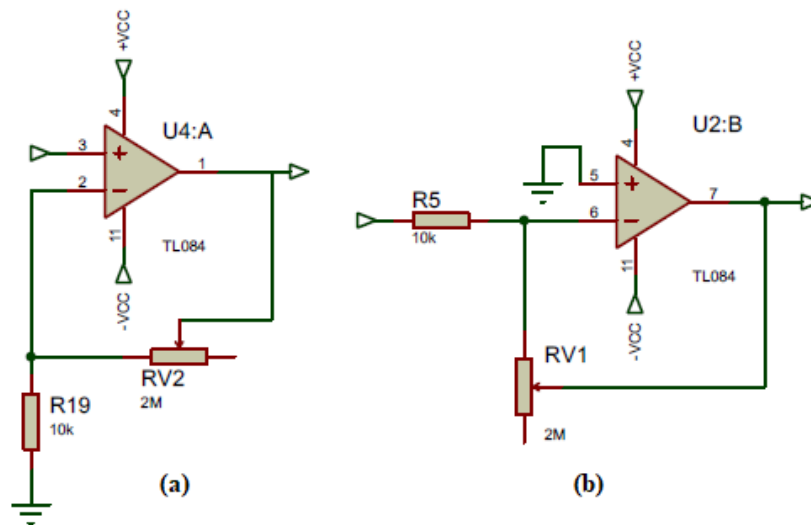


Figura 41. (a)Amplificador fototransistor (b)Amplificador fotodiodo

Finalmente, en ambos circuitos se colocó un seguidor de voltaje entregando poca corriente para la etapa de digitalización y asegurando la misma señal de voltaje de salida con respecto a la entrada. Los circuitos utilizados para la adquisición de la señal PPG con fototransistores se puede observar en la **Figura 42** y con fotodiodos en la **Figura 43**.

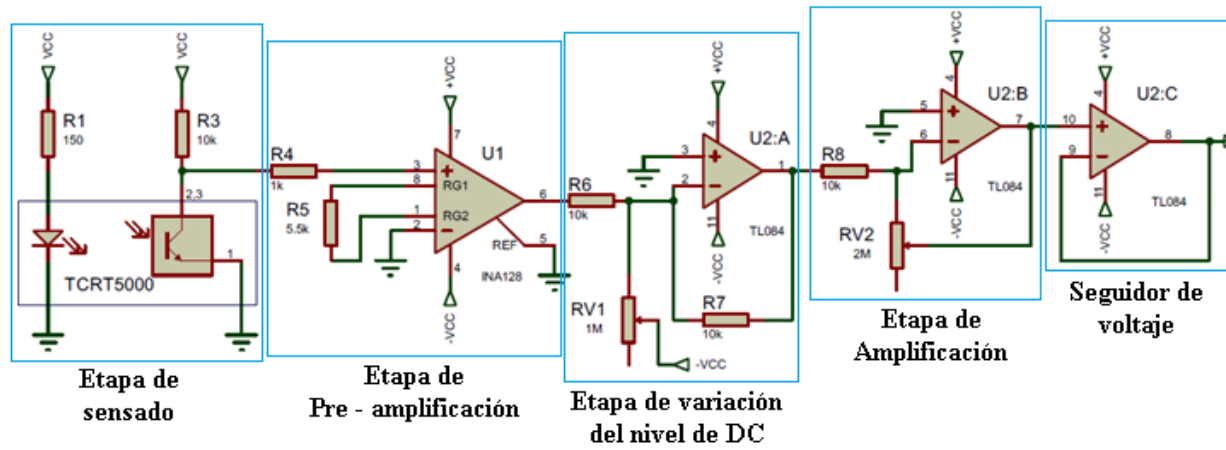


Figura 42. Adquisición de señal PPG para fototransistores

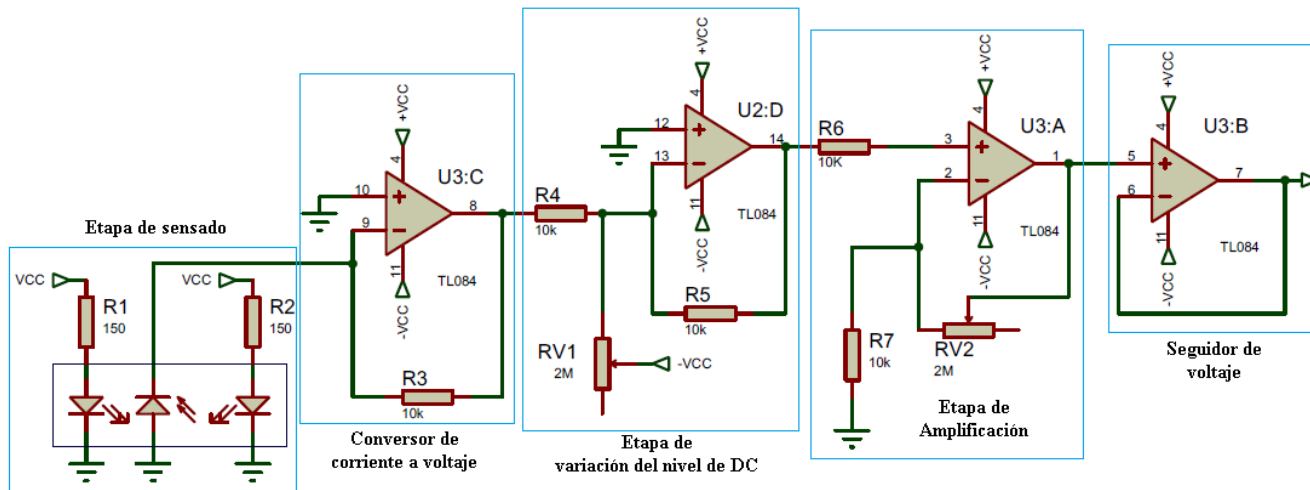


Figura 43. Adquisición de señal PPG para fotodiodos

3.4.4. Análisis de las señales adquiridas

Con los circuitos de adquisición de las señales PPG diseñados para las 12 configuraciones establecidas, se procedió a adquirir varias muestras para el estudio, siguiendo el esquema de la **Figura 44**, estas fueron tomadas al mismo tiempo por medio del sensor en el dedo índice como señal de referencia y con la configuración en una de las tres posiciones en el mismo brazo sin movimiento, tratando de evitar al máximo los retrasos entre las muestras generadas por las variaciones de volumen de sangre en las diferentes partes de cuerpo.

Ambas señales fueron adquiridas y digitalizadas por la tarjeta Discovery STM32F407, por cada posición se tomaron tres registros de la señal con la duración de 1 minuto cada uno, para todas las configuraciones pertenecientes al estudio.

Cumpliendo con el teorema de muestreo de Nyquist y sabiendo que el rango de frecuencias de la señal PPG óptimo para obtener todas la variaciones de la componente AC es de 0.1 Hz a 15 Hz se utilizó una frecuencia de muestreo de 256 Hz (Giltvedt et al., 1984).

Todos los registros fueron guardados en un vector por medio del software MATLAB para su análisis.

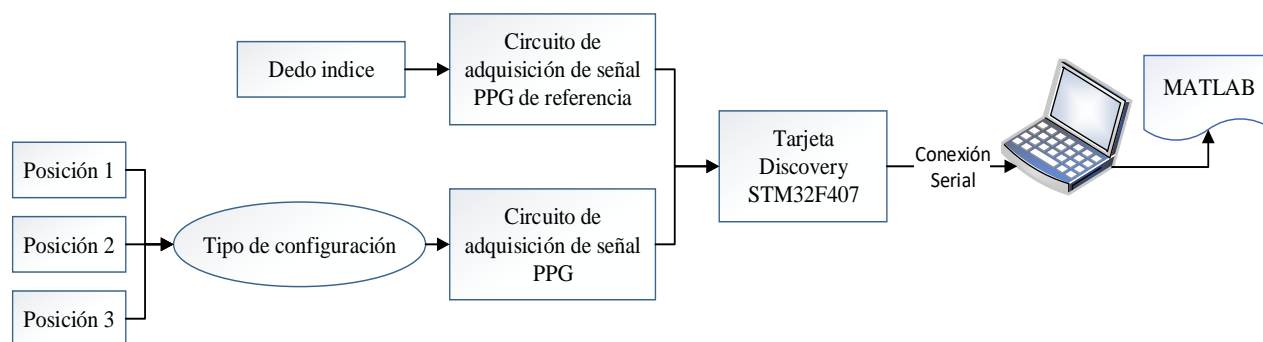


Figura 44. Esquema de adquisición de señales

3.4.4.1. Análisis estadístico

El estudio se basó principalmente en la comparación en tiempo y frecuencia de la señal PPG de referencia adquirida en el dedo y la señal PPG de las configuraciones, para ello se utilizó tres métodos diferentes que ayudaron a definir la similitud entre estas señales para la obtención de resultados.

Coefficiente de correlación. Conjunto de técnicas estadísticas utilizadas para medir la tasa de asociación o la intensidad de relación entre dos variables. Este análisis debe hacerse cuando las variables son continuas. El coeficiente de correlación mide la intensidad de la relación lineal entre dos variables y puede tomar el valor entre -1 y 1, mientras más cercano sea el valor a uno sin importar la dirección, las variables están más asociadas linealmente entre sí (Dicovski, 2015).

Magnitud cuadrada de coherencia (MSC). Técnicas en el dominio de la frecuencia basadas en principios estadísticos, la MSC considera el espectro de potencia y la fase de dos variables y estima su grado de correlación (Tierra Criollo, 2001).

Para este método se tomó en cuenta el valor del pico máximo de la MSC en todo el rango frecuencial de la señal y la media de todos los valores en el rango entre 0.5 y 16 HZ.

Relación señal-ruido. Se define como la proporción o relación que existe entre la potencia de una señal transmitida y la potencia del ruido o artefactos de movimiento que la afecta, medido en decibelios.

3.4.4.2. Análisis de resultados

Las señales adquiridas por las 12 configuraciones fueron comparadas con su señal de referencia adquirida del dedo, por medio de los métodos anteriormente definidos. Los resultados fueron calculados por medio de los comandos disponibles en MATLAB, correspondientes a cada técnica

y estos se encuentran distribuidos en la tabla del **anexo 1**, aquí se puede observar la media de los resultados obtenidos por cada muestra en cada posición.

En el caso de los fototransistores se puede observar que los resultados en cada posición se subdividen en tres valores más, ya que se tomó en cuenta las señales entregadas por los dos receptores y la media de ambas muestras.

Se realizó el análisis para las muestras sin filtrado digital, tanto las señales PPG de las configuraciones como para su señal de referencia.

Para seleccionar una entre las tres posiciones establecidas, se tomó un coeficiente de 1 como valor esperado para los coeficientes de correlación, MSC y valor medio de la MSC. Se obtuvo la media entre los coeficientes de las configuraciones por cada posición tomando en cuenta el módulo de todos los valores, determinando el coeficiente más alto para cada método. Para la relación Señal – Ruido se obtuvo un promedio de los resultados por posición, este análisis se encuentra reflejado en la **Tabla 9** que está a continuación.

Tabla 9.
Resultados por posición

	Correlación	MSC		SNR
		Pico máximo	Valor medio	(dB)
Posición 1	0,4075	0,9935	0,5987	-1,0127
Posición 2	0,3476	0,9919	0,5681	-0,6804
Posición 3	0,3584	0,9935	0,6126	-0,6345

Se obtuvo una mejor respuesta temporal en la posición 1 (parte superior de la muñeca) y frecuentemente respuestas similares con valores aproximados en la posición 1 y 3 (arteria radial).

La posición 3 tiene los valores más bajos para ambos casos. Con respecto a la relación señal – ruido se tiene una potencia más alta de la señal en la posición 3 y mayor potencia de ruido en la posición 1. La posición 2 (parte inferior de la muñeca) refleja los coeficientes más bajos temporal y frecuentemente.

Para una mejor apreciación y comprobación de los resultados adquiridos, todas las muestras fueron sometidas a un filtrado digital. Estimando el comportamiento de las señales, y como serían afectadas una vez implementado el sistema completo.

Se realizó el análisis para las muestras con filtrado digital de las señales obtenidas por las 12 configuraciones y su respectiva señal de referencia.

El procesamiento de las señales se llevó a cabo por medio de MATLAB. Se diseñaron filtros de respuesta infinita al impulso (IIR) ya que tienen un mejor desempeño sin el uso de tantos recursos computacionales como los filtros de respuesta finita al impulso (FIR) evitando retardos frecuentemente (Monroy, Otero, Villamizar, & Altuve, 2017). En la **Tabla 10** se pueden ver los parámetros que se establecieron para el diseño de los filtros digitales de las señales adquiridas.

Tabla 10.
Parámetros de diseño para los filtros digitales

Tipo de filtro	Tipo	Parámetros	
Filtro pasa altos	IIR Butterworth	FP = 0.5 Hz	AP = 0.5
		FS = 0.4 Hz	AS = 60
Filtro pasa bajos	IIR Butterworth	FP = 15 Hz	AP = 0.5
		FS = 16 Hz	AS = 60

Para el filtro pasa altos se utilizó una frecuencia de paso de 0.5 Hz ya que analógicamente se cuenta con un filtro pasa altos a 0.1 Hz. Se dispusieron dos filtros en cascada con el diseño previamente dicho. En la **Figura 45** se muestra la respuesta en magnitud y respuesta en fase del filtro donde se observa que en 0.5 Hz hay una atenuación de 0.5 dB y en 0.4 Hz existe una atenuación de 60 dB.

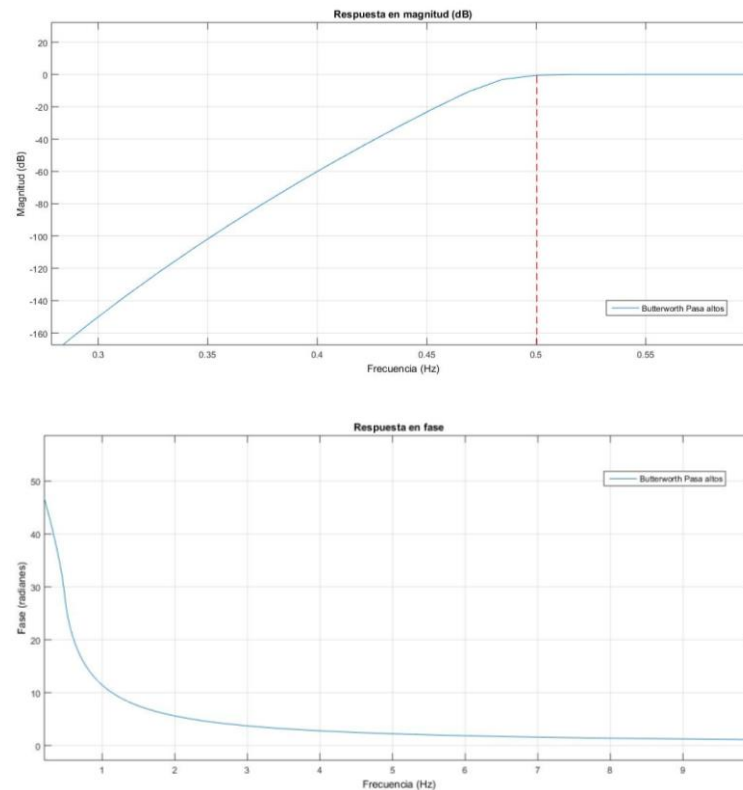


Figura 45. Diagrama de Bode del filtro pasa altos

Ya que no es de interés la información frecuencial superior a 15 Hz se diseñó un filtro pasa bajos a esta frecuencia, para eliminar el ruido que pudo haber ingresado a la señal PPG al momento de tomar las muestras. Se dispusieron dos filtros en cascada con el diseño previamente dicho. En la **Figura 46** se muestra la respuesta en magnitud y respuesta en fase del filtro donde se observa

que en 15 Hz hay una atenuación de 0.5 dB y en 16 Hz existe una atenuación de 60 dB aproximadamente.

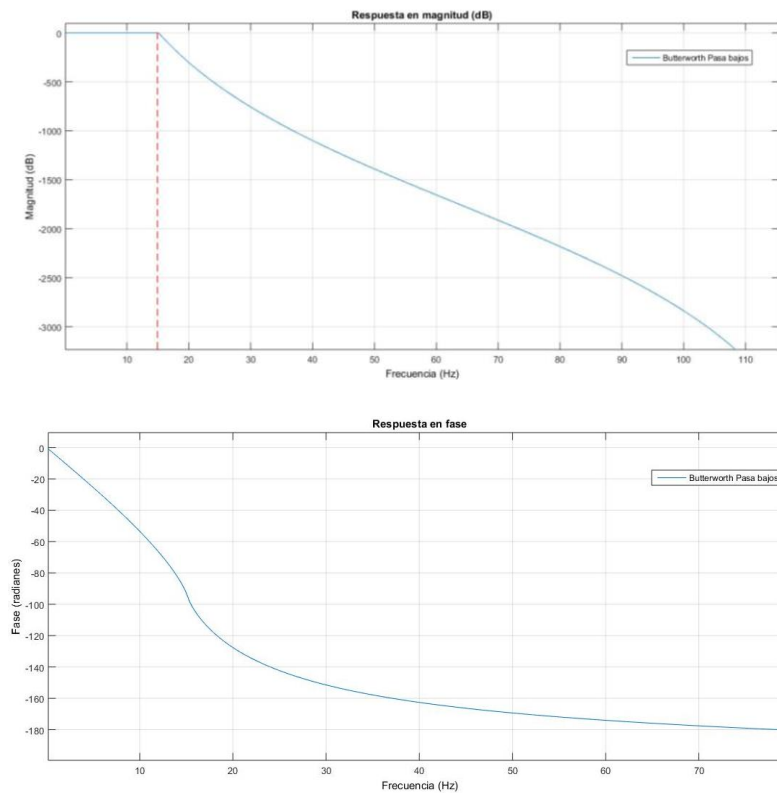


Figura 46. Diagrama de Bode del filtro pasa bajos

El análisis de las señales filtradas fue el mismo que el análisis efectuado para las señales sin filtrar. Los valores obtenidos para todas las configuraciones por posición están distribuidos en la tabla del **anexo 2**. En la tabla **Tabla 11** se ve reflejada la media por posición.

Tabla 11.*Resultados por posición - Señales filtradas*

	Correlación	MSC		SNR
		Pico máximo	Valor medio	(dB)
Posición 1	0,8935	0,9941	0,6071	1,6817
Posición 2	0,8603	0,9938	0,5653	1,1825
Posición 3	0,8662	0,9840	0,6015	0,6469

El coeficiente de correlación aumento aproximadamente el doble para todos los resultados, siendo el más alto en la posición 1 así como su respuesta frecuencial. La SNR estableció que la señal menos afectada por el ruido se adquiere con el sensor ubicado en la posición 1.

Por medio de los resultados obtenidos en el análisis de las muestras sin procesamiento y muestras filtradas, se definió a la posición 1 (parte superior de la muñeca) como la óptima para ubicar el sensor del dispositivo ya que las señales tienen una mejor respuesta en tiempo y frecuencia comparado con las otras dos posiciones. A pesar de que la relación señal ruido fue la más baja en los primeros resultados este aumento con el procesamiento de las señales.

Cabe recalcar que en la posición 3 (la arteria radial) también se obtuvieron buenos resultados y esta podría ser considerada para la implementación de otros dispositivos.

3.5. Selección de la configuración para el prototipo

Posterior a la selección de la posición para el sensor del dispositivo se planteó registrar señales con el brazo en movimiento, introduciendo voluntariamente ruido a las señales PPG con el fin de realizar el análisis frecuencial de los artefactos de movimiento. Para lo cual se definieron dos tipos

de movimientos: 1) movimiento giratorio del brazo o movimiento 1 y 2) movimiento vertical del brazo o movimiento 2, tal como se observa en la **Figura 47**.

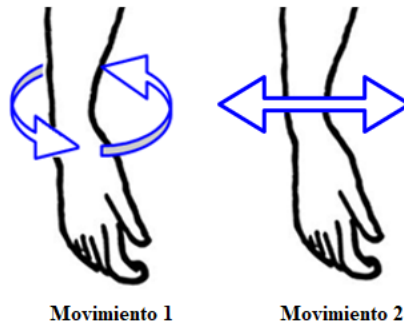


Figura 47. Tipos de movimiento

Este tipo de acciones introduce artefactos de movimiento o ruido de baja frecuencia afectando considerablemente a las señales PPG adquiridas, por lo que fue necesario modificar el circuito de adquisición de señales, incluyendo la implementación de un filtro pasa altos. De igual manera se modificó la etapa de desplazamiento de offset, sumando a la señal un voltaje negativo constante.

3.5.1. Etapa de filtrado pasa altos

Teniendo en cuenta que para la adquisición de la señal PPG se considera la componente AC descartando la componente DC, se implementó un filtro activo pasa altos evitando la saturación de los operacionales o la caída de voltaje en el sistema. Este filtro fue colocado antes de la etapa de preamplificación en el caso de los fototransistores y después del convertor de corriente a voltaje en el caso de los fotodiodos.

Ya que para poder obtener una señal de PPG sin pérdidas de información, esta se debe filtrar por medio de un pasa banda entre las frecuencias de 0.1 Hz a 15 Hz (Giltvedt et al., 1984). Se diseñó un filtro activo pasa altos a 0.1 Hz por medio del software Webench de Texas Instruments,

por su respuesta plana hasta la frecuencia de corte se seleccionó un filtro Butterworth con una configuración Sallen – Key gracias a su simplicidad de hardware, es decir pocos componentes electrónicos para su implementación. El filtro diseñado no tiene ganancia, además presenta un desfase muy bajo en la banda de paso como se puede observar en la **Figura 48**, el circuito implementado se puede ver en la **Figura 49**.

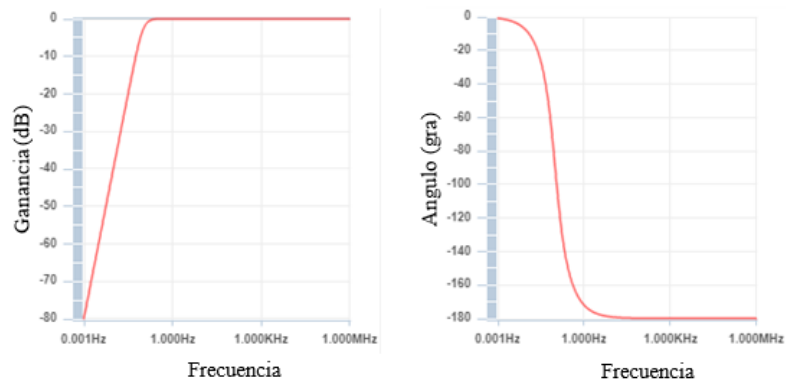


Figura 48. Respuesta en magnitud y fase del filtro para altos a 0.1 Hz

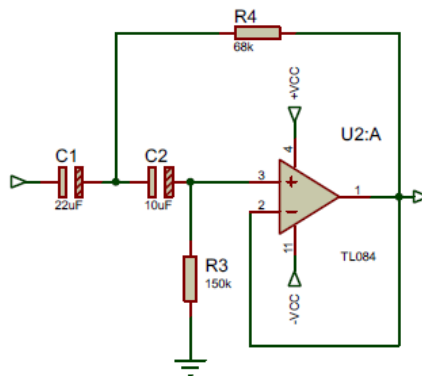


Figura 49. Filtro para altos a 0.1 Hz

3.5.2. Etapa de desplazamiento del nivel de offset

Para compensar el nivel de DC que tiene la señal de PPG se implementó un circuito amplificador sumador no inversor, el voltaje de desplazamiento centra a la señal en 1.2 V y es generado por un circuito divisor de tensión descrito por la **ecuación (4)**.

$$R_1 + R_2 = \frac{V_{in}}{V_{out}} R_2 \quad (4)$$

Con un voltaje de entrada V_{in} de 3.7 V, un voltaje de salida V_{out} deseado de 2.4 V y una resistencia R_2 de 2.2k se obtiene una resistencia R_1 igual a 1.19k equivalente a la resistencia comercial de 1k. Este circuito de la **Figura 50** fue implementado en la etapa de offset de los fototransistores como de los fotodiodos.

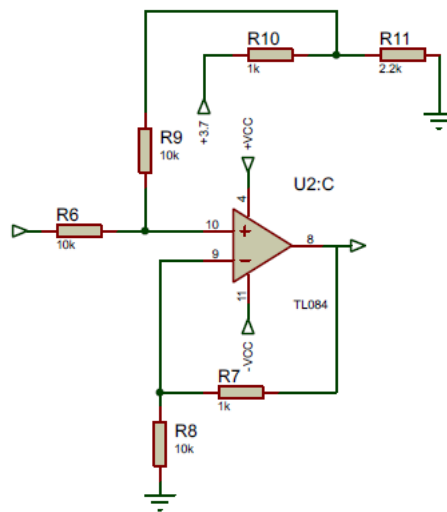


Figura 50. Desplazamiento del nivel de offset

Los circuitos completos de instrumentación implementados para la adquisición de señales para fotodiodos como receptores y fototransistores como receptores se pueden observar en las **Figura 51** y **Figura 52** respectivamente.

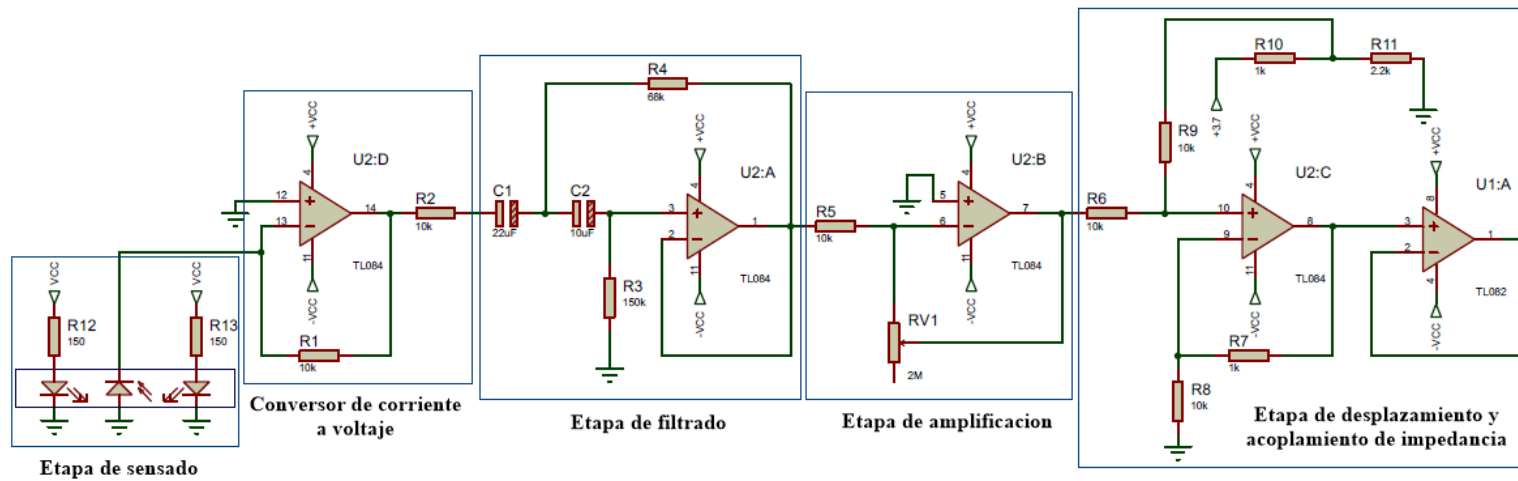


Figura 51. Circuito de instrumentación para los fotodiodos

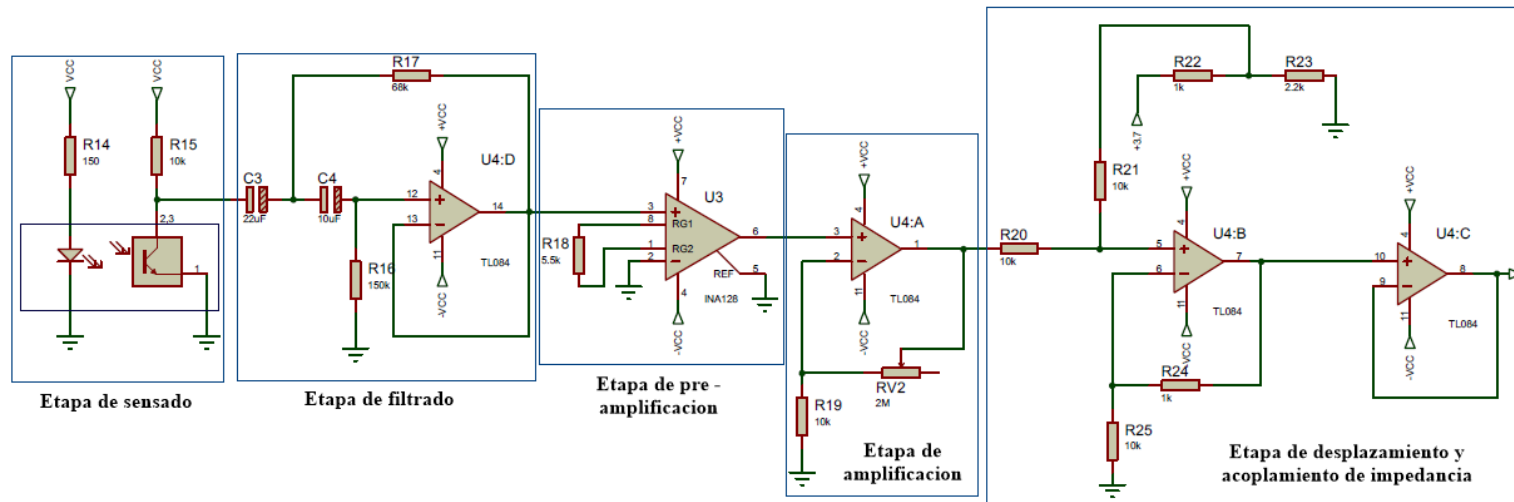


Figura 52. Circuito de instrumentación para los fototransistores

3.5.3. Análisis de las señales adquiridas

Para adquirir las señales PPG con el brazo en movimiento se siguió el mismo esquema de la **Figura 44**, los movimientos 1 (movimiento giratorio del brazo) y 2 (movimiento vertical del brazo) fueron tomados en cuenta simulando la forma de caminar de una persona. Para todos los registros se estableció como señal de referencia la señal PPG sensada en el dedo índice del brazo contrario y sin movimiento, evitando el ruido ocasionado por los artefactos de movimiento, por cada movimiento se tomaron 3 registros de la señal con la duración de 1 minuto cada uno, para todas las configuraciones pertenecientes al estudio.

3.5.3.1. Análisis de resultados

Las señales adquiridas de cada configuración con el brazo en movimiento fueron comparadas con su señal de referencia tomada del dedo índice del brazo contrario sin movimiento, por medio de la correlación, la MSC, el valor medio de la MSC y la razón señal – ruido, los resultados se pueden observar en la tabla del **anexo 3**.

Todas estas señales fueron procesadas digitalmente, por medio de un filtro pasa altos a 0.5 Hz y un filtro pasa bajos a 15 Hz. Los mismos usados para el análisis de la posición del sensor, su diseño se puede observar en la sección **3.4.4.2**. y sus resultados están distribuidos en la tabla del **anexo 4**.

Para una apreciación más sencilla de los resultados se realizaron gráficos de barras, observando su comportamiento, el eje x corresponde a las configuraciones de los sensores, enumeradas previamente.

En la **Figura 53(a)** se puede observar que las configuraciones con mayor coeficiente de correlación para el movimiento 1, pertenecen a la 9, 11 y 12 y para el movimiento 2 pertenecen a la 8, 10 y 11. Considerando como la más óptima con respecto a su respuesta en el tiempo a la configuración 11 con un coeficiente de 0.5739, cabe recalcar que en ambos movimiento no tuvo el coeficiente de correlación más alto con respecto a las otras configuraciones, pero si es la más constante.

Comprobando la afirmación anterior en la **Figura 53(b)** con los resultados obtenidos con las muestras procesadas, la configuración 11 cuenta con el resultado más alto y estable para el coeficiente de correlación con respecto al resto de configuraciones, con un coeficiente de 0.7487.

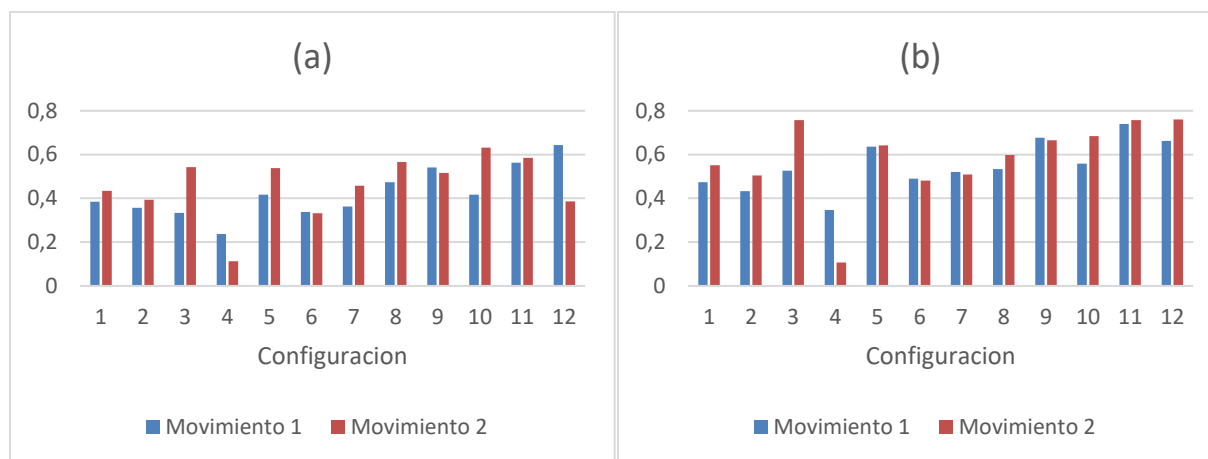


Figura 53. Resultados de coeficiente de correlación (a)Señales sin filtrar (b) Señales filtradas

Con respecto a la respuesta en frecuencia en la **Figura 54** se pueden observar los resultados obtenidos para la magnitud cuadrada de coherencia, de las señales sin filtrar y las señales procesadas. En ambos casos se puede ver que la configuración 11 tiene los resultados más altos en

el movimiento 1 como en el movimiento 2, con respecto a las otras configuraciones, con un coeficiente de 0.9917 y uno de 0.9944 para las señales filtradas.

Cabe recalcar que la configuración 10 también tiene una buena respuesta en frecuencia, casi igualando a la configuración 11, con un coeficiente de 0.9836 y uno de 0.9919 para las señales filtradas.

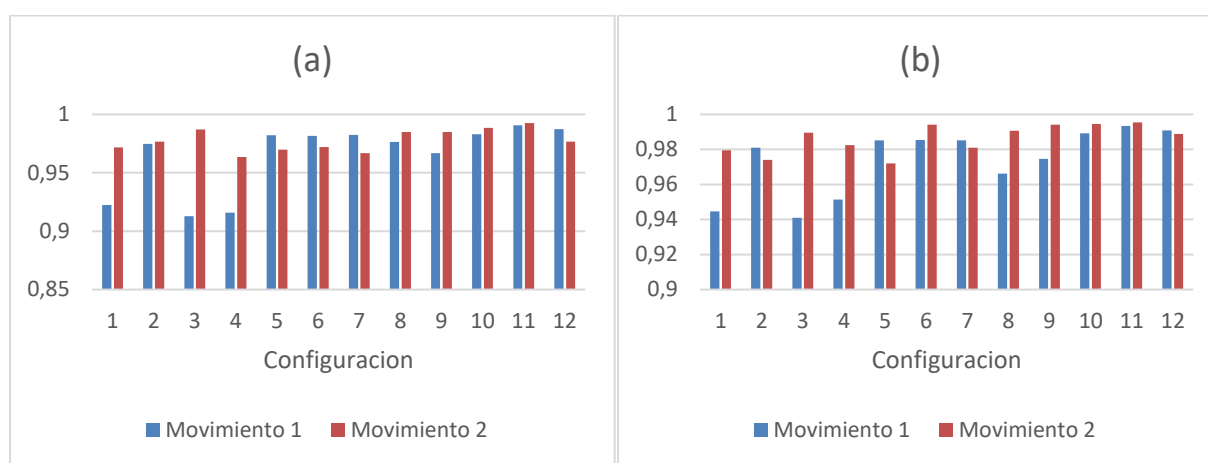


Figura 54. Resultados MSC – Pico máximo (a) Señales sin filtrar (b) Señales filtradas

Los resultados obtenidos para el valor medio de la magnitud cuadrada de coherencia (**Figura 55**) establecieron para el movimiento 1 que las configuraciones 5, 10 y 11 y para las muestras filtradas las configuraciones 5, 10, 11 y 12 tienen una buena respuesta en frecuencia. Con respecto al movimiento 2 destacan las configuraciones 8, 11 y 12. Siendo las más relevantes la 11 y 12.

La configuración 11 cuenta con un coeficiente de 0.5534 y de 0.5843 para las señales filtradas.

0.491, mientras que la configuración 11 cuenta con un coeficiente de 0.491 y de 0.5985 para las señales filtradas.

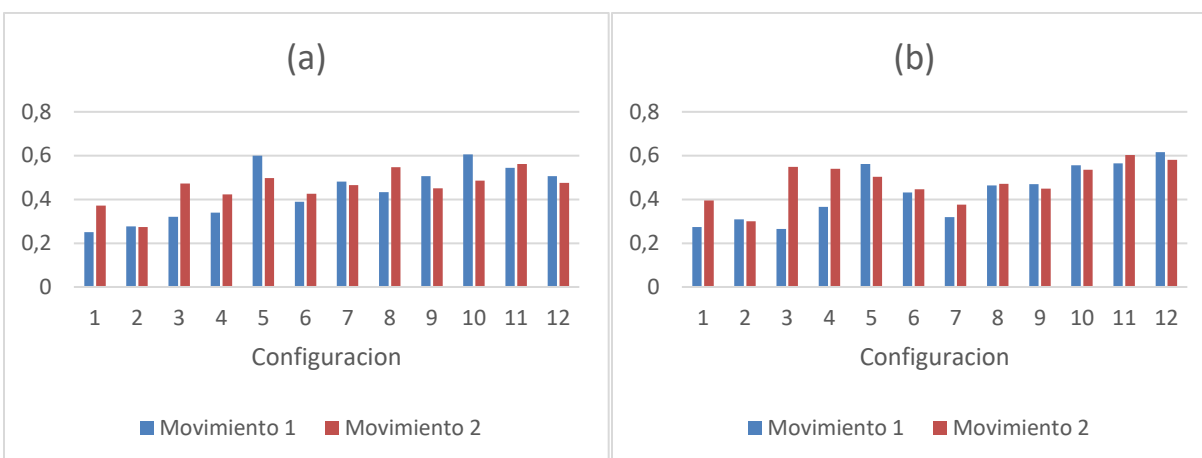


Figura 55. Resultados MSC – Valor medio (a)Señales sin filtrar (b) Señales filtradas

Los resultados obtenidos para la relación señal – ruido reflejaron que las señales con mayor potencia en el caso de las muestras sin filtrar corresponden a las sensadas por las configuraciones 1 y 2 para ambos movimientos, para las muestras filtradas se tiene que la señal menos afectada por el ruido pertenece a la configuración 12.

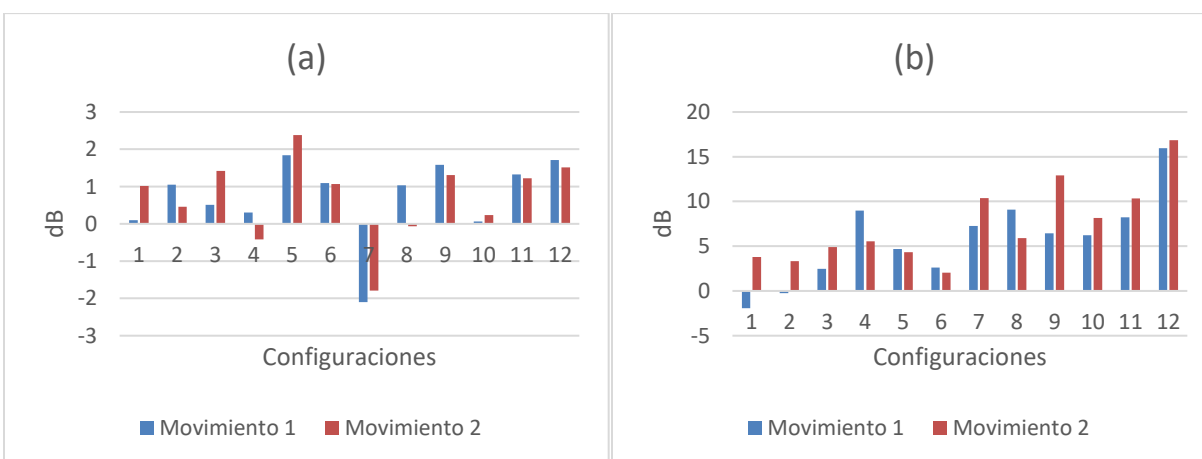


Figura 56. Resultados Relación señal – ruido (a)Señales sin filtrar (b) Señales filtradas

Por medio de este análisis se determinó que la configuración para el sensor de presión sanguínea continua con mayor repetibilidad y exactitud en respuesta temporal y frecuencial es la configuración 11, la cual cuenta con tres emisores de luz verde y 1 fotodiodo como receptor. En el caso de la relación señal – ruido su respuesta no fue la más alta con respecto a los otros sensores pero se la consideró como buena ya que su modulo esta sobre el promedio de 1.1184 para las señales sin filtrar y 7.22 para las señales filtradas. Este coeficiente fue mejorado en la etapa de filtrado digital que se detallará a continuación.

CAPITULO IV

DISEÑO DEL DISPOSITIVO Y APLICACIÓN MÓVIL

4.1.Consideraciones de diseño

El sistema de medición de ritmo cardíaco debe cumplir con la principal característica de ser portable, por lo que su diseño de hardware debe ser lo más reducido posible siendo necesaria la creación de una carcasa en la que se integre todos sus componentes para realizar el registro de las señales de manera óptima, aislándolos del ruido ambiental y protegiéndolos de polvo, humedad o golpes que los puedan dañar.

A su vez los resultados son mostrados en una ampliación móvil que debe cumplir condiciones de diseño, dando un ambiente amigable al usuario y de fácil uso. Para ello el sistema debe cumplir con las siguientes características:

- El diseño del hardware debe ser eficiente, optimizando lo más posible el espacio.
- La carcasa debe ser ergonómica, evitando incomodidades al usuario durante el registro de la señal.
- La ubicación del dispositivo alrededor del brazo del usuario debe ser sencillo y ajustable, garantizando su uso por cualquier persona.
- La aplicación móvil debe ser simple y centrada al usuario.
- Es indispensable que sea auto - explicativa y de fácil comprensión, logrando una navegación rápida y sencilla.
- El diseño de las pantallas debe ser armónico y consecuente con su contenido, es decir utilizar adecuadamente los colores, forma y tamaño de letra.

De acuerdo con las características de diseño anteriormente establecidas, se realizó el diseño del hardware y físico del dispositivo y el diseño de la aplicación móvil, detallados a continuación.

4.2. Implementación del hardware

4.2.1. Etapa de digitalización

Una vez establecida la etapa de acondicionamiento de la señal y con el fin de disminuir el espacio utilizado por el hardware, se implementó la etapa de digitalización la cual se encarga de compensar pérdidas generadas en la etapa analógica y el filtrado digital de la señal para su respectivo análisis. Para la selección del microcontrolador a usar en dispositivo se analizaron las características de las tarjetas Teensy 3.2 y ESP32, tomando en cuenta su capacidad de procesamiento, el espacio de memoria del programa y la relación costo/beneficio (ver **Tabla 12**), la tarjeta ESP32 garantiza tener los rasgos necesarios para almacenar y procesar el programa diseñado para el dispositivo. Adicional, la principal característica tomada en cuenta es que esta tarjeta lleva integrado en modulo bluetooth a su placa, sin necesidad de la utilización de un módulo externo como lo es con la tarjeta teensy 3.2, compensando de esta manera el tamaño y asegurando la ergonomía y portabilidad del prototipo final.

Tabla 12.

Comparativa entre Teensy 3.2 y ESP32

Características	Teensy 3.2	ESP32
Dimensiones (L x H)	1.77 cm x 3.63 cm	2.8 cm x 5.1 cm
Procesador	ARM Cortex – M4 de 32 bits a 96 MHz	Tensilica Xtensa 32-bit LX6 a 240Mhz
Memoria Flash	256 KB	4 MB
Memoria RAM	64 KB	520 KB
Resolución ADC	13 bits	12 bits

Pines digitales	34	32
Pines analógicos	21	12
Pines PWM	12	16
Comunicación	USB, UART, SPI, I2C, CAN	Wifi, Bluetooth, USB, UART, SPI, I2C
Costo	35 dólares	15 dólares

Para el proceso de digitalización de la señal PPG es necesario un convertidor análogo – digital (ADC del inglés *Analog to digital converter*) por lo que se utilizó el pin 32 correspondiente al ADC4 de la tarjeta ESP32. La frecuencia de muestreo de la señal fue de 16 Hz que corresponde a un tiempo de muestreo de 62.5 ms.

4.2.2. Diseño de la placa

Una vez analizado y seleccionado la posición y la configuración del sensor para la adquisición de las señales PPG que brinden las mejores características para un sensado y detalladas cada una de las etapas que conforman el sistema de adquisición de frecuencia cardiaca, se diseñó una placa PCB doble capa la cual está conformada por la parte analógica y digital, para minimizar al máximo el espacio de esta se utilizó componentes tipo SMD disponibles en el mercado nacional y colocados de tal manera que se ubiquen debajo de la tarjeta ESP32. La placa de 3.33 cm de largo y 5.58 cm de ancho fue diseñada en el software Proteus 8 y se puede observar en la **Figura 57**.

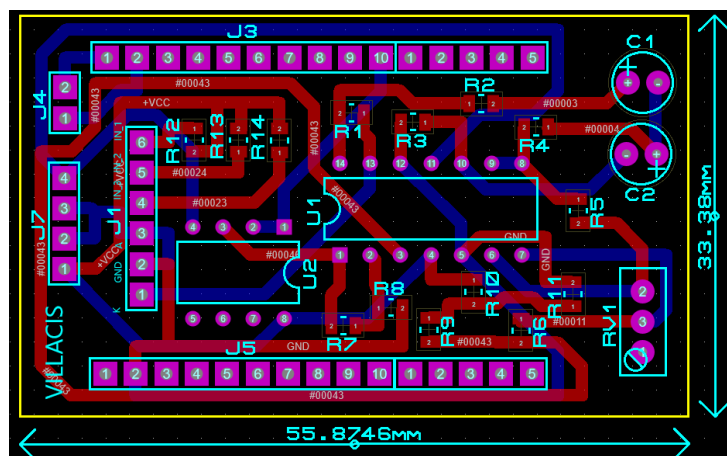


Figura 57. Diseño PCB de la placa del sistema

La alimentación del dispositivo está distribuida en dos etapas, una batería LiPo de 3.7 V con una corriente de 850 mAh que alimenta a la tarjeta de la etapa digital y dos baterías LiPo de 3.7 V a una corriente de 250 mAh cada una entregando ± 3.7 V a la etapa analógica necesario para la polarización de los circuitos integrados.

El sensor fue colocado individualmente de todo el sistema y conectado a la placa por medio de un bus de datos, evitando al máximo las perturbaciones del ambiente. Su placa PCB con dimensiones 2.06 cm de largo y 1.77 cm de ancho se puede ver en la **Figura 58**.

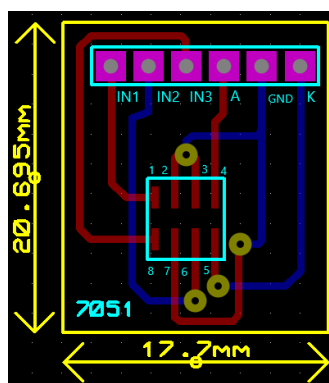


Figura 58. Diseño PCB de la placa del sensor

En la **Figura 59** se encuentra el sistema unido, la tarjeta para el procesamiento de la señal PPG, el hardware de adquisición y la configuración del sensor, ya determinadas las medidas del sistema unido se siguió a diseñar la carcasa que se detalla a continuación. El sistema se diseño siguiendo el diagrama esquemático en el **anexo 5**.

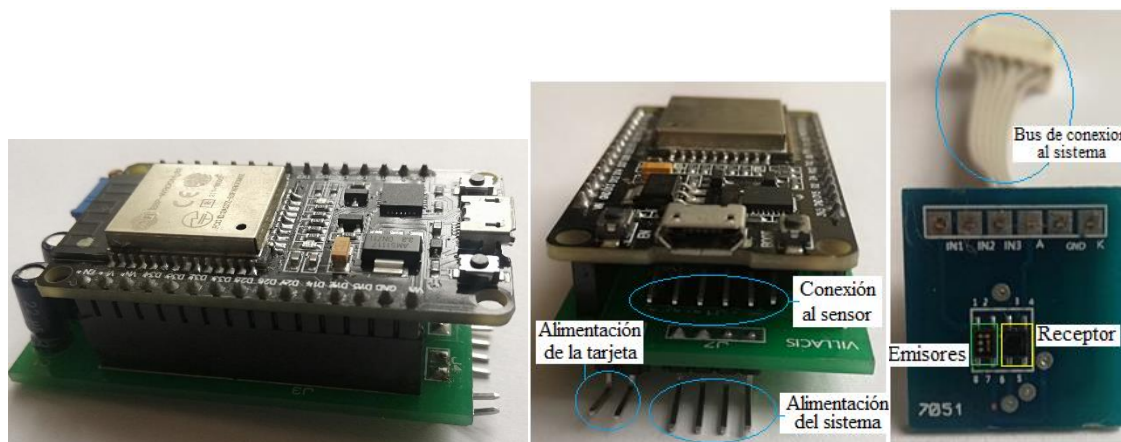


Figura 59. Hardware del dispositivo

4.3. Diseño físico del dispositivo

La carcasa del dispositivo cuenta con dos etapas, la caja que contendrá únicamente al sensor y la caja que llevara el sistema en sí, es decir, la placa de adquisición de señales, la etapa digital y las baterías. Ambas cajas fueron diseñadas por medio del software SolidWorks 2016 y generadas por medio de impresión 3D.

La caja perteneciente al sensor fue diseñada de tal manera que este tenga un adecuado contacto con la piel y ajustable a la muñeca del usuario por medio de una correa de velcro. En la parte inferior cuenta con una ventana de salida para el sensor y en la parte superior una salida para el bus de datos que se conectará al resto del sistema. Sus dimensiones son 2.6 cm de ancho, 2.8 cm de largo y 1.8 cm de alto. Se la puede observar en la **Figura 60**.

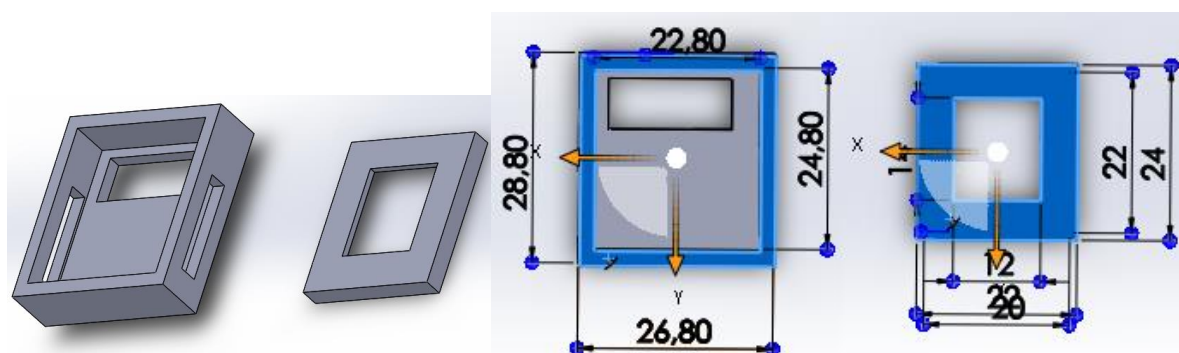


Figura 60. Caja del sensor

Por su lado la caja del sistema fue diseñada con tres compartimentos separados, el primero donde se pueden colocar las tres baterías una sobre otra y con una salida para los cables de conexión, el segundo correspondiente al sistema de adquisición de la señal y al sistema de procesamiento digital, con una cavidad de entrada para las conexiones del bus de datos del sensor y las baterías, y por último, se tiene una tapa que cubre a todos los componentes dejando todo como un solo sistema, en la parte inferior se definió una curvatura para brindar mayor comodidad al usuario y estabilidad del equipo. Sus dimensiones son 5.1 cm de ancho, 7.2 cm de largo y 4.7 cm de alto. Se la puede observar en la **Figura 61**.

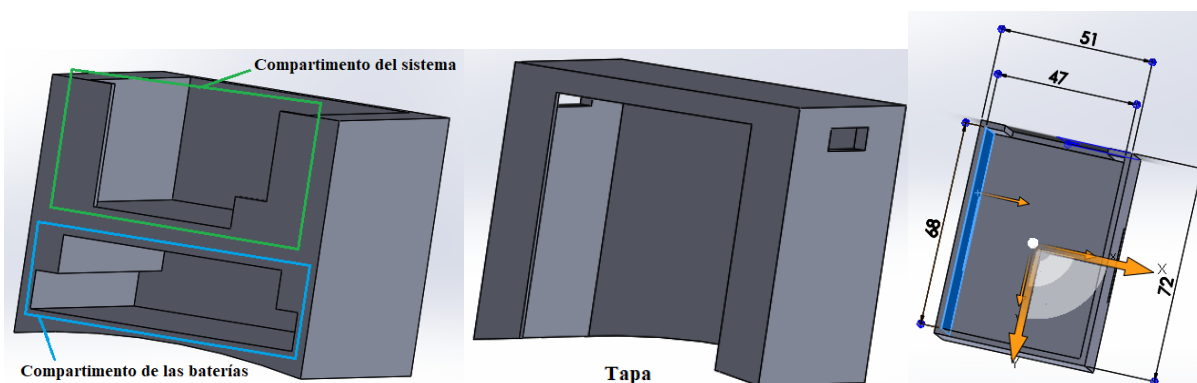


Figura 61. Caja del sistema

En la Figura 62 se aprecia es sistema para el sensado de señales PPG, dentro de las cajas diseñadas y con todos sus componentes: hardware, baterías y configuración del sensor.

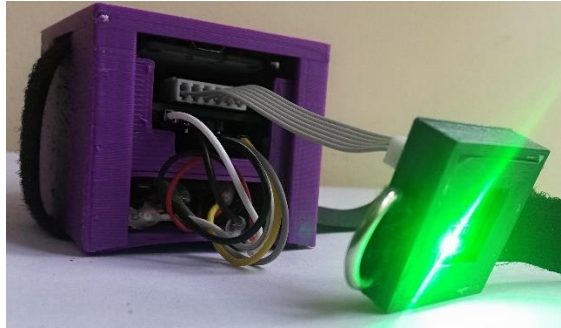


Figura 62. Wearable para el sensado de presión sanguínea continua basado en técnicas de fotopletismografía

4.4. Diseño de la aplicación móvil

Los resultados del ritmo cardiaco de la persona se envían por medio de conexión bluetooth desde el dispositivo a una aplicación *Android* diseñada en AppInventor, compuesta por cuatro pantallas. La primera pantalla es la portada de la aplicación llamada “*Heart Monitor*”, al momento de iniciar esta se muestra por cinco segundos y automáticamente de salta a la segunda pantalla (ver **Figura 63a**). La pantalla principal está dividida por tres secciones, el título de la aplicación seguido por cuatro botones y el indicador de ritmo cardiaco en bit por minuto (BPM).

Los botones de la pantalla principal (ver **Figura 63b**), nos dan las funcionalidades de la aplicación, tenemos el botón “Conectar” el cual nos llevará a la tercera pantalla, donde encontraremos los dispositivos que han sido previamente emparejados con el celular, aquí se seleccionará la tarjeta ESP32 (ver **Figura 63c**).

El botón “desconectar” que quita la conexión bluetooth entre el celular y la tarjeta, el botón “Guardar medición” que nos da la opción de guardar el ritmo cardiaco medido en ese instante en una base de datos generada dentro del celular. Finalmente tenemos el botón “Historial” que nos lleva a la última pantalla de la aplicación.

En el historial se puede navegar con los botones “Anterior” y “Siguiente” con lo que se nos muestra las mediciones guardadas con su fecha en formato dd/mm/aa y la hora en la que fue medida.

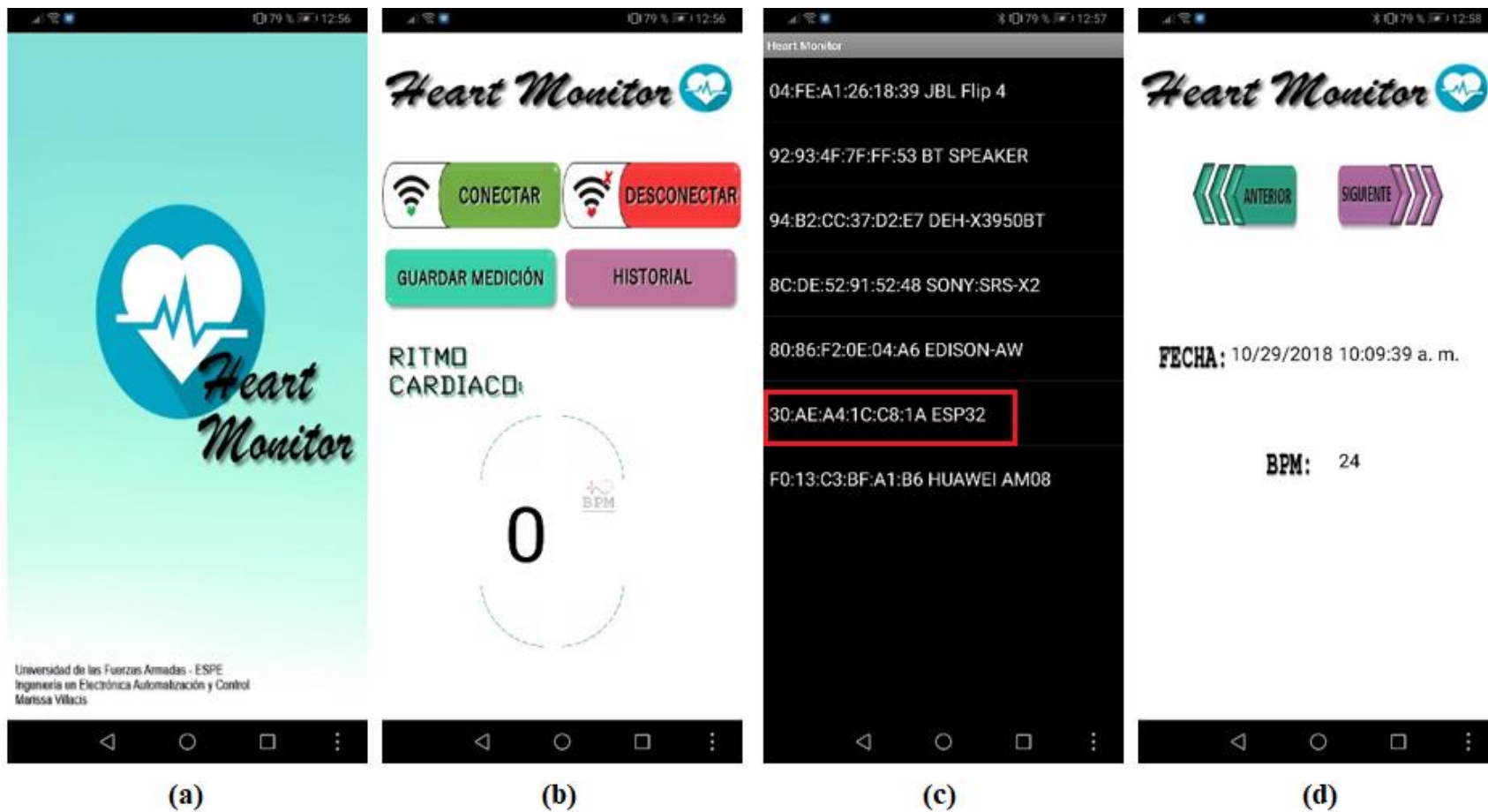


Figura 63. Pantallas de la aplicación (a) Pantalla inicial (b) Pantalla principal (c) Pantalla de conexión (d) Historial de registros

CAPITULO V

PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO Y RESULTADOS

5.1.Introducción

Una vez establecido todo el sistema para el sensado de presión sanguínea continua basado en técnicas de fotopleletismografía y con el fin de complementar la etapa analógica, se procedió a inducir ruido voluntariamente al dispositivo para de esta manera identificar frecuentemente los rangos en los que deben trabajar los filtros digitales de la etapa digital para que la señal no se vea afectada por el movimiento.

Para esto se definió cuatro tipos de movimientos, el movimiento 1 y 2 nombrados en la **sección 3.5.1**, el movimiento aleatorio de los dedos (movimiento 3) y la rotación de la muñeca (movimiento 4), detallados en la **Figura 47** y **Figura 64**.

Para este análisis se utilizó dos prototipos iguales colocados en los dos brazos de la persona, el brazo izquierdo establecido como referencia, al cual no fue afectado por el ruido del movimiento, es decir, con el brazo quieto y el brazo izquierdo con el cual se realizó los cuatro movimientos establecidos.

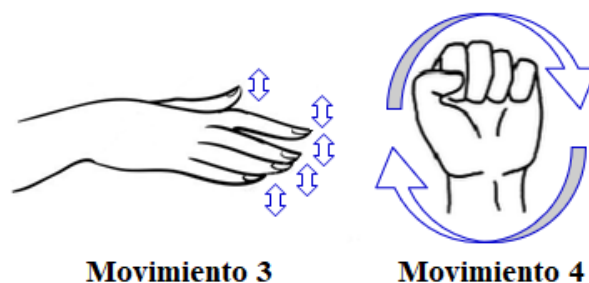


Figura 64. Ruido inducido

Para cada tipo de movimiento se tomó cuatro muestras, en un intervalo de 30 segundos con su respectiva señal de referencia por medio del software MATLAB, a una frecuencia de muestreo de 16 Hz. La adquisición de la señal puede realizarse por medio de comunicación serial o por bluetooth, logrando la visualización grafica de esta en la pantalla serial plotter del IDE de Arduino, como se observa en la **Figura 65** donde en eje X está representado el tiempo y el eje Y representa el voltaje donde cada intervalo de 10 representa 0.1 V.

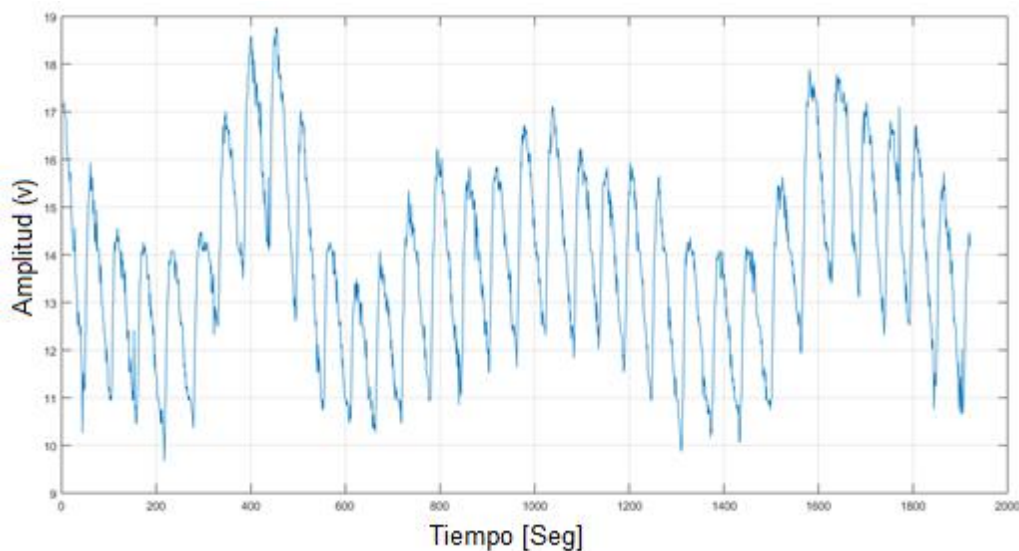


Figura 65. Señal PPG adquirida por el dispositivo

5.2. Filtrado digital

Una vez adquiridas las señales con perturbaciones provocadas por el movimiento, se analizó su respuesta en el tiempo y en frecuencia. Para la estimación espectral se utilizó el comando de MATLAB “psdMVDR” el cual calcula la función de coherencia entre dos señales, basado en el método de enfoque de respuesta sin distorsión de varianza mínima (MVDR), este algoritmo brinda resultados más confiables con respecto al método de Welch, utilizado en los análisis anteriores de las secciones 3.4 y 3.5 (Benesty, Chen, & Huang, 2005).

En los siguientes gráficos se puede ver a las señales PPG afectadas de color rojo superpuestas con su señal de referencia de color azul, donde el movimiento causa desplazamiento, cambio de amplitud o deformación de picos. Como a su vez se ve que tan afectada se ve la densidad espectral de potencia. Este método se aplicó tanto para las señales sin filtrar y las señales filtradas.

En la **Figura 66**, señal PPG afectada por el movimiento 1 se observa que existe un retraso de aproximadamente 0.5 segundos, pero mantiene su componente de DC comparada con la referencia, el número y forma de los picos no varía de señal a señal, pero si la amplitud. Espectralmente ambas señales cuentan con mayor densidad de potencia en 0.1 Hz y 1 Hz, pero la forma de onda de la señal de estudio se ve deformada parcialmente.

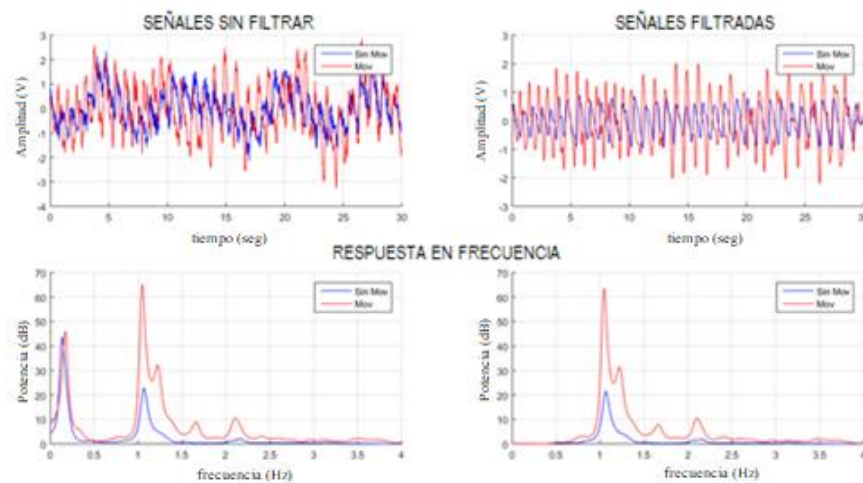


Figura 66. Respuesta al movimiento 1

La señal PPG afectada por el movimiento 2 en la **Figura 67**, de igual manera tiene un retraso de aproximadamente 0.5 segundos y su componente de DC varia en intervalos determinados, el número de picos y su forma concuerda con la señal de referencia, en este caso la amplitud se ve un poco perjudicada. A nivel espectral las señales actúan como el caso anterior.

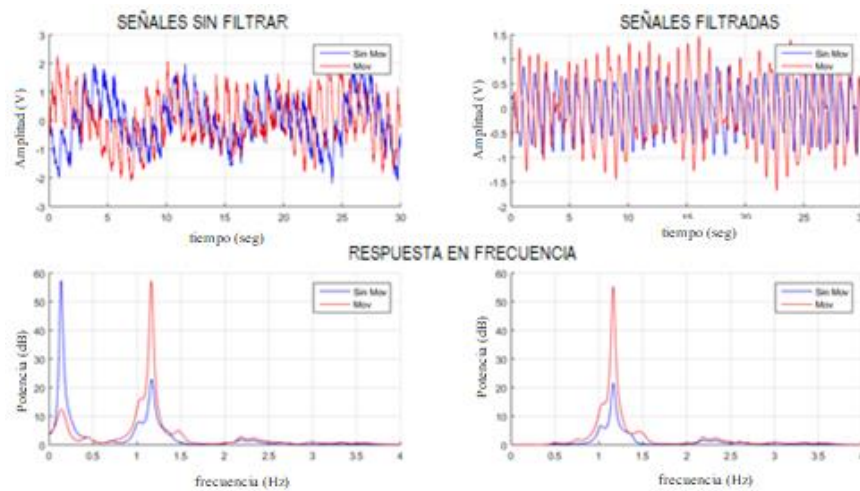


Figura 67. Respuesta al movimiento 2

El movimiento 3 en la **Figura 68** causa graves afectaciones en la señal PPG, el más evidente es la amplitud, llegando a valores de voltaje fuera del rango de los circuitos operacionales. Luego tenemos cambios en la forma de onda, afectando a la forma de onda y al número de pico. Espectralmente la forma de onda de la señal de estudio tiene una deformación muy marcada.

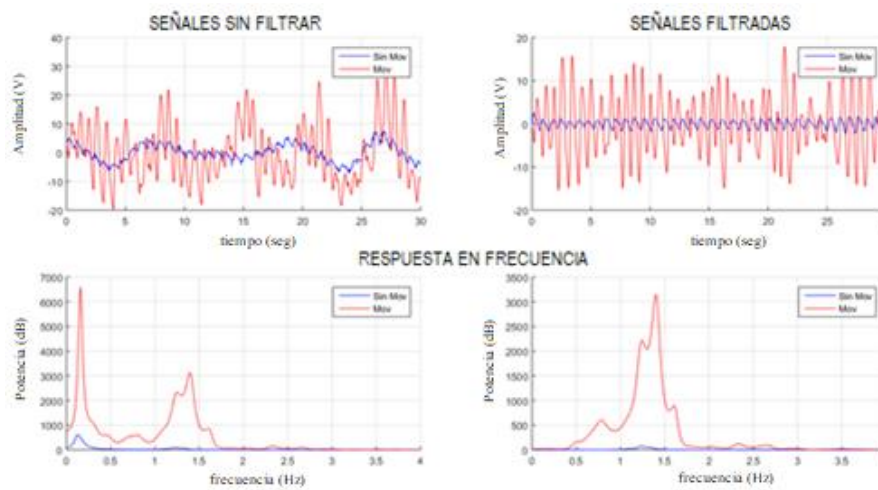


Figura 68. Respuesta al movimiento 3

Finalmente, en la **Figura 69** se tiene la señal PPG afectada por el movimiento 4, en este caso la afectación más notoria es la deformación de la señal así como la variación del número de picos, la amplitud también varía de señal a señal pero no de la misma manera que el caso anterior, pero causando el mismo efecto, saturación en los circuitos operacionales. Espectralmente la forma de onda es modificada parcialmente, la densidad de potencia se observa igual que los casos anteriores.

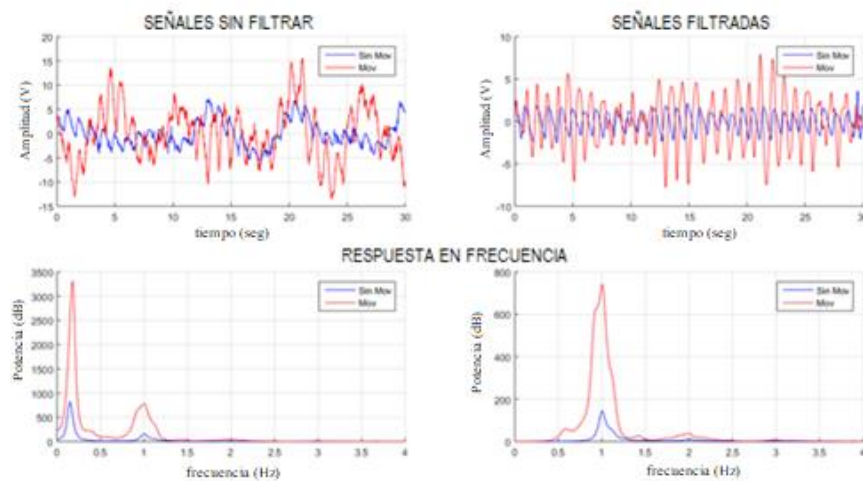


Figura 69. Respuesta al movimiento 4

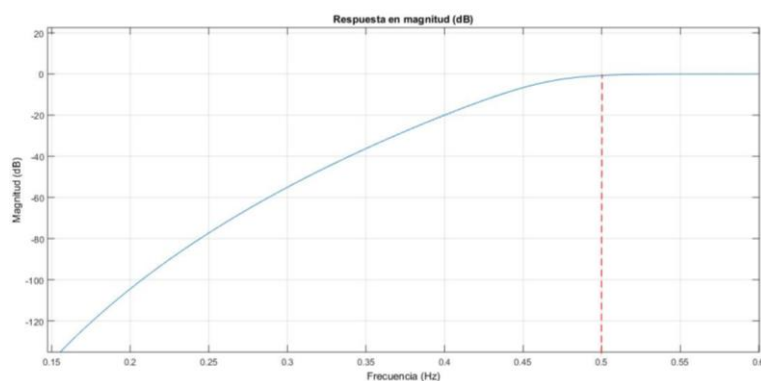
El filtrado digital de las señales se realizó por medio de MATLAB, siguiendo los parámetros determinados en la **Tabla 13**. Los filtros fueron tipo IIR y la banda de frecuencias se delimitó según la respuesta de las señales PPG anteriormente indicadas entre 0.5 a 5 Hz.

Tabla 13.

Parámetros de diseño final para los filtros digitales

Tipo de filtro	Tipo	Parámetros
Filtro pasa altos	IIR Butterworth	FP = 0.5 Hz AP = 1
		FS = 0.4 Hz AS = 20
Filtro pasa bajos	IIR Butterworth	FP = 4 Hz AP = 1
		FS = 5 Hz AS = 40

Para el filtro pasa altos se utilizó una frecuencia de paso de 0.5 Hz, a partir de la cual trabaja la señal PPG adquirida por el sistema y se elimina el ruido de bajas frecuencias causado por los movimientos del brazo. Para el análisis en MATLAB de las señales almacenadas se dispusieron dos filtros en cascada con el diseño previamente dicho. En la **Figura 70** se muestra la respuesta en magnitud y respuesta en fase del filtro donde se observa que en 0.5 Hz hay una atenuación de 1 dB y en 0.4 Hz existe una atenuación de 20 dB.



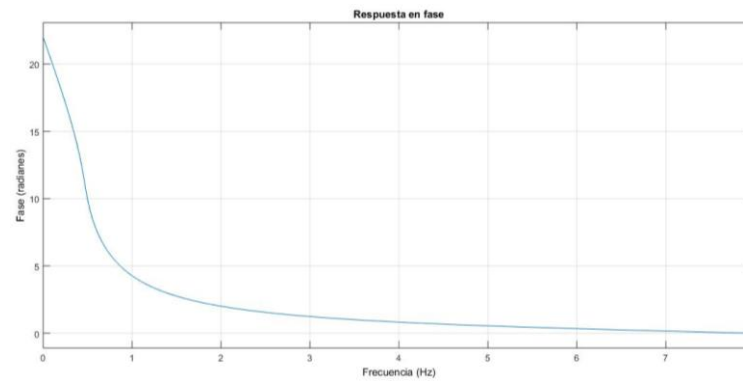


Figura 70. Filtro digital pasa altos

Este filtro es de orden 14 y presenta la siguiente función de transferencia:

$$\begin{aligned}
 H(s) = & \frac{0.0004687 + 0.0065624 s + 0.042655 s^2 + 0.17062 s^3 \\
 & + 0.46921 s^4 + 0.93842 s^5 + 1.4076 s^6 + 1.6087 s^7 \\
 & + 1.4075 s^8 + 0.93842 s^9 + 0.46921 s^{10} + 0.17062 s^{11} \\
 & + 0.042655 s^{12} + 0.0065624 s^{13} + 0.0065624 s^{14}}{1 + 0.6599 s + 2.0876 s^2 + 1.067 s^3 + 1.5342 s^4 \\
 & + 0.59715 s^5 + 0.49796 s^6 + 0.14294 s^7 + 0.073325 s^8 \\
 & + 0.014654 s^9 + 0.0044991 s^{10} + 0.00055961 s^{11} \\
 & + 0.000089475 s^{12} + 5.2199e - 06 s^{13} + 2.4719e - 07 s^{14}}
 \end{aligned} \quad (5)$$

Para el filtro pasa bajos se utilizó una frecuencia de paso de 4 Hz, en la cual la señal PPG no se ve afectada por el ruido de altas frecuencia. De la misma manera para el análisis en MATLAB de las señales almacenadas se dispusieron dos filtros en cascada con el mismo diseño. En la **Figura 71** se muestra la respuesta en magnitud y respuesta en fase del filtro donde se observa que en 4 Hz hay una atenuación de 1 dB y en 5 Hz existe una atenuación de 40 dB.

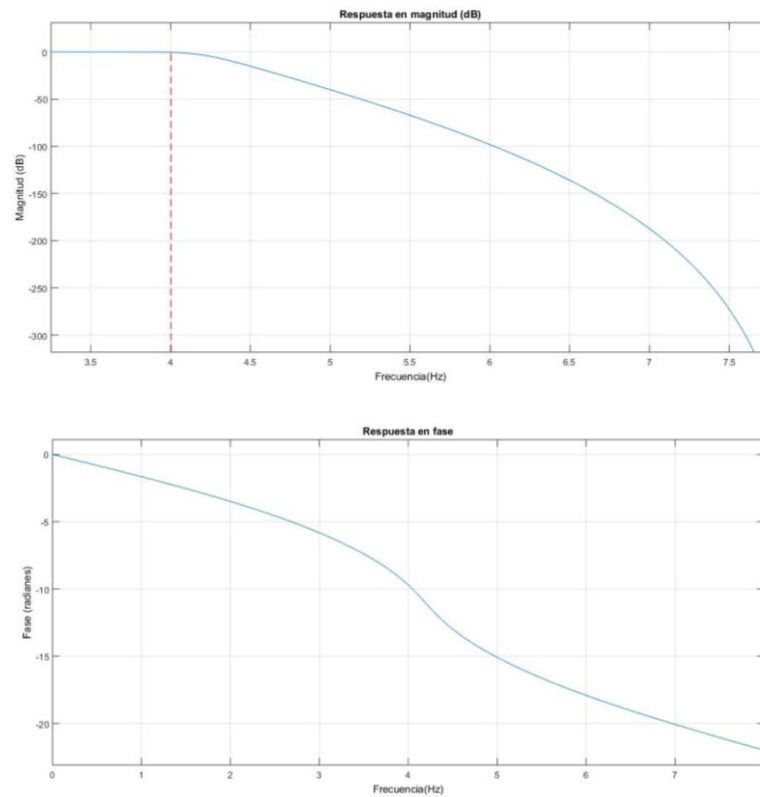


Figura 71. Filtro digital pasa bajos

Este filtro es de orden 14 y presenta la siguiente función de transferencia:

$$\begin{aligned}
 H(s) = & \frac{0.4715 - 6.1201 s + 39.781 s^2 - 159.12 s^3}{1 - 12.348 s + 70.882 s^2 - 250.69 s^3 + 610.27 s^4} \\
 & + 437.59 s^4 - 875.18 s^5 + 1312.8 s^6 - 1500.3 s^7 \\
 & + 1312.8 s^8 - 875.18 s^9 + 437.59 s^{10} - 159.12 s^{11} \\
 & + 39.781 s^{12} - 6.1201 s^{13} + 0.4715 s^{14} \\
 & - 1081.7 s^5 + 1439.6 s^6 - 1461.3 s^7 + 1136.9 s^8 \\
 & - 674.64 s^9 + 300.55 s^{10} - 97.477 s^{11} + 21.756 s^{12} \\
 & - 2.9911 s^{13} + 0.1911 s^{14}
 \end{aligned} \tag{6}$$

Para la programación del filtrado digital se utilizó el IDE de Arduino, compatible con la tarjeta ESP32. Para ello se utilizó la función de transferencia de un filtro de segundo orden, con la forma:

$$H(z) = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2}}{1 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2}} \quad (7)$$

De donde la ecuación a diferencias de un filtro IIR sigue la ecuación:

$$y(k) = - \sum_{i=1}^n a_i y(k-i) + \sum_{i=0}^m b_i u(k-i) \quad (8)$$

Obteniendo la **ecuación 9**, implementada en la etapa digital. Al tener dos filtros de orden 14 se programaron 7 filtros en cascada de segundo orden de la forma que cumplan con la función de transferencia detalladas en las ecuaciones **5** y **6**.

$$y(k) = -a_0 y[0] - a_1 y[1] + b_0 u[0] + b_1 u[1] + b_2 u[2] \quad (9)$$

Los coeficientes para cada uno de los filtros implementado se muestran en la **Tabla 14**.

Tabla 14.
Coeficientes de los filtros digitales

Filtro pasa altos					Filtro pasa bajos				
b ₀	b ₁	b ₂	a ₀	a ₁	b ₀	b ₁	b ₂	a ₀	a ₁
0.9715	-1.9429	0.9715	-1.9262	0.9597	0.4831	0.9662	0.4831	0.1334	0.7991
0.9347	-1.8694	0.9347	-1.8533	0.8855	0.404	0.404	0.404	0.1115	0.5045
0.9031	-1.8062	0.9031	-1.7907	0.8218	0.3509	0.7018	0.3509	0.0969	0.3067
0.8774	-1.7548	0.8774	-1.7397	0.7699	0.315	0.6299	0.315	0.0869	0.1729
0.8579	-1.7158	0.8579	-1.701	0.7305	0.2912	0.5824	0.2912	0.0804	0.0844
0.8448	-1.6897	0.8448	-1.6751	0.7042	0.2767	0.5533	0.2767	0.0764	0.0302
0.8383	-1.6766	0.8383	-1.6622	0.691	0.2697	0.5395	0.2697	0.0745	0.0045

En la **Figura 72** se puede observar las distintas respuestas ante los cuatro movimientos establecidos, donde los picos de las señales PPG afectadas por el movimiento 1 y 2 no se ven afectados por el ruido, contrario a las señales expuestas al movimiento 3 y 4 donde sus picos son deformados al momento de realizar cada movimiento, pero se nota una rápida recuperación y estabilización de la señal, aproximadamente 2 segundos.

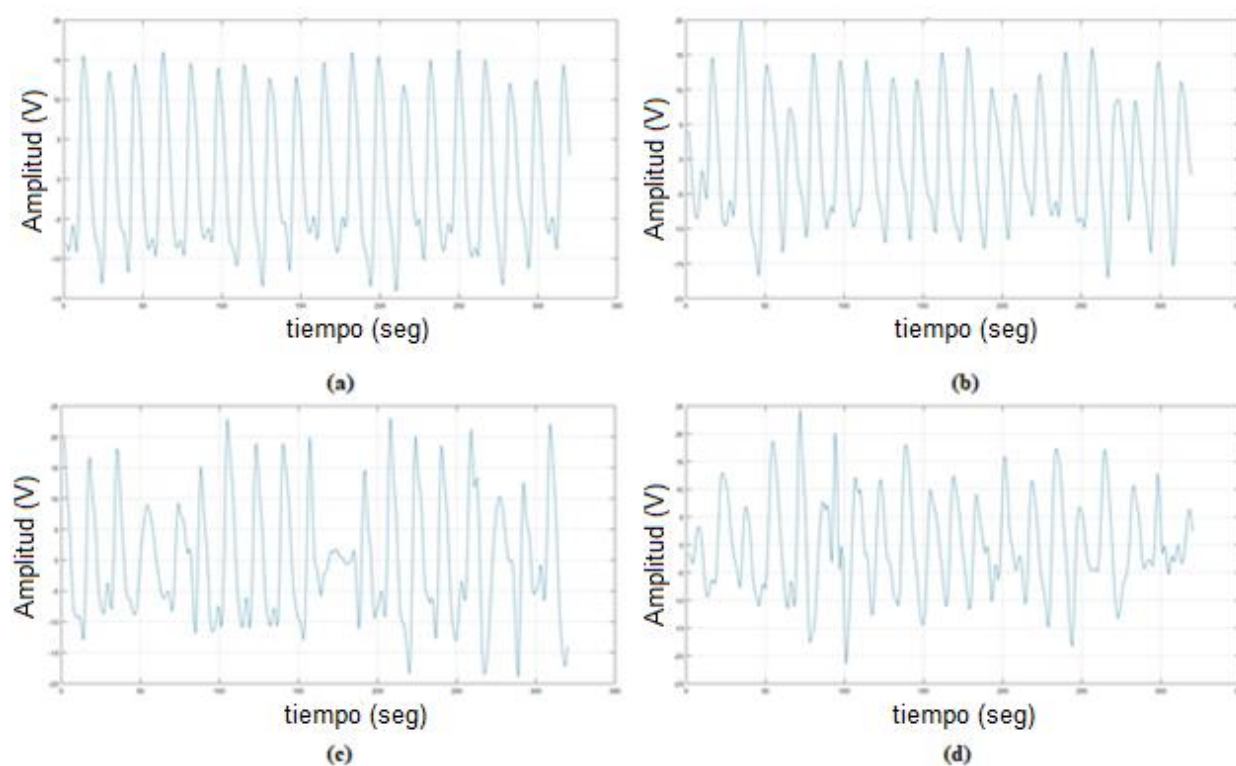


Figura 72. Respuesta del dispositivo ante perturbaciones (a)Movimiento 1 (b)Movimiento 2 (c)Movimiento 3 (d)Movimiento 4

5.3. Pruebas de funcionamiento

Para comprobar el correcto funcionamiento del dispositivo, se realizaron varias mediciones en estado basal, los cuatro movimientos establecidos y en condiciones diferentes de la vida diaria. Para esto se estableció que el *wearable* para el sensado de frecuencia cardiaca entregue resultados cada 20 segundos, mientras se midió el pulso manualmente por medio de la arteria carótida. Tomando el valor real de pulsaciones y no una estimación por minuto como funcionaria normalmente. Para cada uno de los casos se tomó 10 muestras y se calculó su error relativo, los resultados se encuentran a continuación.

5.3.1. Pruebas del dispositivo en estado basal

Las pruebas en estado basal se realizaron de cinco maneras, la primera con el brazo quieto obteniendo los resultados de la **Tabla 15**.

Tabla 15.

Pruebas sin movimiento

Valor medido [bits por 20 seg]	Valor real [bits por 20 seg]	Error [%]
25	26	0,0385
26	26	0
25	25	0
25	25	0
25	25	0
25	25	0
25	25	0
25	25	0
24	24	0
25	25	0
Promedio		0,0038

Las siguientes pruebas se realizaron introduciendo ruido voluntariamente, con los cuatro tipos de movimientos. La **Tabla 16** refleja los resultados obtenidos para el movimiento 1, es decir movimiento giratorio del brazo.

Tabla 16.

Pruebas movimiento 1

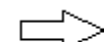
Valor medido [bits por 20 seg]	Valor real [bits por 20 seg]	Error [%]
26	26	0
25	24	4,1667
24	24	0
24	24	0
24	24	0
23	23	0
23	23	0
23	23	0
24	24	0
24	24	0
Promedio		0,4167

En la Tabla 17 se tienen los resultados obtenidos para el movimiento 2, es decir, movimiento vertical del brazo.

Tabla 17.

Pruebas movimiento 2

Valor medido [bits por 20 seg]	Valor real [bits por 20 seg]	Error [%]
27	27	0
28	28	0
27	28	3,5714
27	28	3,5714
26	26	0
27	27	0
26	27	3,7037
26	26	0


Continua

26	26	0
27	27	0
Promedio		1,0847

Los resultados para el movimiento 3 o movimiento de los dedos, se encuentran distribuidos en la

Tabla 18.

Tabla 18.

Pruebas movimiento 3

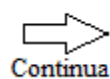
Valor medido [bits por 20 seg]	Valor real [bits por 20 seg]	Error [%]
23	21	9,52381
22	23	4,34783
22	21	4,76190
22	22	0
22	21	4,7619
22	22	0
21	21	0
18	21	14,2857
22	22	0
18	22	18,1818
Promedio		5,5863

Finalmente, para el movimiento 4 o movimiento rotatorio de la muñeca se obtuvieron los resultados de la **Tabla 19.**

Tabla 19.

Pruebas movimiento 4

Valor medido [bits por 20 seg]	Valor real [bits por 20 seg]	Error [%]
21	21	0
21	21	0
20	19	5,2632
21	22	4,5455
26	20	30



20	24	16,6667
21	21	0
25	25	0
22	21	4,7619
21	22	4,5455
Promedio		6,5783

El error obtenido en estas pruebas es bajo para los movimientos 1 y 2, teniendo como máximo de variación de 1 entre las pulsaciones medidas y las reales. Los movimientos 3 y 4 introducen más ruido a la señal ya que el valor real y el medido varían entre 3 y 6 pulsaciones, pero se considera a estos como casos extremos y se recomienda evitar mucho movimiento por parte del usuario al momento de hacer mediciones.


5.3.2. Prueba del dispositivo con movimiento

Para las pruebas en movimiento se tomaron en cuenta 7 posibles condiciones de la vida diaria de una persona, tomando como el principal a la caminata en plano para la cual se tomaron 40 mediciones las cuales están distribuidas en la **Tabla 20**. Para el resto de las condiciones se tomaron 10 mediciones y se obtuvo su error.

Tabla 20.

Pruebas caminata en plano

Valor medido [bits por 20 seg]	Valor real [bits por 20 seg]	Error [%]
25	25	0
25	25	0
26	25	4
24	25	4
24	24	0
24	24	0
25	25	0


Continua

22	24	8,3333
24	24	0
24	25	4
23	23	0
22	23	4,3478
22	23	4,3478
22	22	0
25	23	8,6957
25	25	0
24	25	4
25	25	0
24	24	0
25	25	0
25	25	0
25	26	3,8462
24	25	4
26	25	4
25	24	4,1667
25	24	4,1667
23	23	0
23	25	8
22	23	4,3478
23	23	0
28	28	0
25	25	0
25	26	3,8462
27	27	0
26	27	3,7037
27	27	0
25	25	0
26	26	0
27	27	0
26	27	3,7037
Promedio		2,1376

La caminata en terreno irregular se realizó en césped donde se contaba con pequeños relieves y hendiduras distribuidos por el campo, los resultados obtenidos se encuentran en la **Tabla 21**.

Tabla 21.*Pruebas caminata en terreno irregular*

Valor medido [bits por 20 seg]	Valor real [bits por 20 seg]	Error [%]
22	23	4,3478
20	23	13,0435
23	24	4,1667
23	23	0
23	24	4,1667
24	25	4
26	25	4
27	27	0
27	27	0
29	27	7,4074
Promedio		4,1132

En la **Tabla 22** están los resultados obtenidos para el caso de subir gradas, donde se puede apreciar la aceleración del ritmo cardiaco de la persona puesta a prueba.

Tabla 22.*Pruebas subiendo gradas*

Valor medido [bits por 20 seg]	Valor real [bits por 20 seg]	Error [%]
27	27	0
27	26	3,8462
26	27	3,7037
22	25	12
27	28	3,5714
29	29	0
25	29	13,7931
26	29	10,3448
28	29	3,4483
22	23	4,3478
Promedio		5,5055

De igual manera que el caso anterior se puede ver la variación del ritmo cardiaco en el caso de bajar gradas, estos resultados se pueden observar en la **Tabla 23**.

Tabla 23.

Pruebas bajando gradas

Valor medido [bits por 20 seg]	Valor real [bits por 20 seg]	Error [%]
26	26	0
28	27	3,7037
29	27	7,4074
28	28	0
32	29	10,3448
27	25	8
30	28	7,1429
31	31	0
27	27	0
30	29	3,4483
Promedio		4,0047

Las pruebas de caminata en cuenta fueron realizadas en un camino recto sin interrupción, en la que se obtuvieron los resultados de la **Tabla 24**.

Tabla 24.

Pruebas caminata en cuenta

Valor medido [bits por 20 seg]	Valor real [bits por 20 seg]	Error [%]
26	25	4
29	29	0
26	26	0
28	29	3,4483
27	27	0
28	28	0
25	26	3,8462
28	29	3,4483
29	29	0
29	30	3,3333
Promedio		1,8076

Para las pruebas de caminata en bajada se utilizó el mismo terreno que en el caso anterior, obteniendo los resultados reflejados en la **Tabla 25**.

Tabla 25.

Pruebas caminata en bajada


Valor medido [bits por 20 seg]	Valor real [bits por 20 seg]	Error [%]
29	28	3,5714
26	27	3,7037
26	26	0
27	27	0
27	27	0
29	28	3,5714
28	28	0
30	28	7,1429
31	30	3,3333
30	29	3,4483
Promedio		2,4771

Para medir los resultados en actividad física, se hizo que el usuario trote durante 5 minutos haciendo que su pulso aumente y se quede parado para tomar las mediciones, los resultados obtenidos se encuentran en la **Tabla 26**.

Tabla 26.

Pruebas después de actividad física

Valor medido [bits por 20 seg]	Valor real [bits por 20 seg]	Error [%]
28	35	20
34	35	2,8571
30	33	9,0909
28	30	6,6667
33	30	10
24	30	20
37	30	23,3333
30	30	0


Continua

30	35	14,2857
39	38	2,6316
Promedio		10,8865

De acuerdo con los resultados obtenidos se determinó que el sistema tiene una buena respuesta ante el movimiento ya que la variación en la mayoría de los casos es nula o de una pulsación. Teniendo un mayor valor de error durante la actividad física o con una aceleración rápida del pulso, esto se da por el tiempo de respuesta del filtrado analógico, el error se reduce en un tiempo de aproximadamente 10 segundos.

CAPITULO VI

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

En el presente trabajo de investigación se realizó un estudio para el diseño e implementación de un sensor basado en la técnica de fotoplethismografía, analizando el comportamiento de varias configuraciones de emisores y receptores de tres longitudes de onda diferentes, luz verde: 500 – 550 nm, luz roja: 645 – 700 nm y luz infrarroja: 750 nm – 1 mm, con el fin de crear un *wearable* para el monitoreo del ritmo cardíaco de una persona en movimiento.

Se realizó una búsqueda bibliográfica de sensores ópticos utilizados en dispositivos comerciales para poder establecer varios arreglos, llegando a un total de 12 configuraciones de uno o varios leds de diferentes tipos de luz como emisores y con un fotodiodo o dos fototransistores como receptores.

Para que un emisor y receptor puedan trabajar juntos deben pertenecer al mismo rango de longitud de onda, esto se tomó en cuenta para la selección de los componentes a utilizar en el estudio. Los emisores fueron seleccionados por su dimensión y longitud de onda, se eligió receptores que tengan la capacidad de detectar la luz proveniente cada led correspondiente a la configuración. Obteniendo tres emisores de cada longitud de onda, similares entre sí, un receptor de luz visible para leds verdes y rojos, un receptor de luz infrarroja y encapsulados ópticos específicos para aplicaciones biomédicas.

Para la manipulación de los componentes se diseñó placas PCB, generando las 12 configuraciones establecidas colocando los elementos a una distancia de 2 mm, longitud pertinente para que el receptor capte el haz de luz de los emisores.

Para adquirir y almacenar las señales PPG de cada una de las configuraciones con el fin de determinar su comportamiento, se diseñó un circuito de instrumentación para fototransistores y fotodiodos con una etapa de preamplificación con una ganancia de 10 y una etapa de amplificación con ganancia variable de 200 necesarias para que las señales sean detectadas por la etapa de digitalización. A este circuito se incluyó una etapa de desplazamiento del nivel de offset introduciendo un voltaje DC negativo variable a la señal.

6.1. Análisis de la posición para el sensor PPG del sistema de medición de frecuencia cardiaca

Se determinaron tres posiciones diferentes posiciones alrededor de la muñeca para el sensado de las señales PPG de cada una de las configuraciones con el fin de analizar en cual lugar las señales son menos afectadas por el ruido ambiental.

Para el análisis de correlación, magnitud cuadrada de coherencia y relación señal – ruido, se hizo el registro de tres muestras de señal PPG a una frecuencia de muestreo de 256 Hz con la duración de un minuto por cada configuración en cada una de las posiciones en la muñeca y una señal de referencia adquirida en el dedo índice del mismo brazo sin movimiento. Todas las señales fueron almacenadas en un vector por medio de la tarjeta Discovery STM32F407, procesadas y filtradas digitalmente con un filtro pasa altos a 0.5 Hz y un filtro pasa bajos a 15 Hz por medio del software MATLAB, determinando que en la parte superior de la muñeca o posición 1 se tiene una mejor respuesta en tiempo y frecuencia con un coeficiente de correlación de 0.8935 y un coeficiente de MSC de 0.9941, y que las señales son menos afectadas por el ruido ambiental con una SNR de 1.6817.

La arteria radial o posición 3 también es recomendable para la medición de frecuencia cardiaca ya que sus resultados fueron aproximados a los coeficientes obtenidos en la posición 1, con un coeficiente de correlación de 0.8662 y un coeficiente de MSC de 0.9840.

La parte inferior de la muñeca o posición 2 mostró los coeficientes más bajos tanto en las señales sin filtro como para las señales procesadas digitalmente en comparación con las otras dos posiciones con un coeficiente de correlación de 0.8662 y un coeficiente de MSC de 0.9840, por lo que fue descartada para el estudio.

6.2. Estudio de las configuraciones de hardware para la obtención de señales PPG

Para el análisis en movimiento del comportamiento de las configuraciones se introdujo voluntariamente ruido a las señales PPG determinados como movimiento giratorio del brazo o movimiento 1 y movimiento vertical del brazo o movimiento 2, simulando el caminar de una persona.

Para la adquisición de las señales PPG en movimiento se incluyó un filtro pasa altos a 0.1 Hz tipo Butterworth con una configuración Sallen – Key extrayendo la componente pulsátil o AC, colocada después de la etapa de sensado en el caso de los fototransistores y después del conversor corriente – voltaje para los fotodiodos. En la etapa de offset se implementó un divisor de voltaje sumando un voltaje negativo constante a la componente DC centrando a la señal en 1.2 V.

Se recomienda realizar un estudio del tiempo de respuesta del filtro pasa altos para así mejorar el desempeño de la etapa analógica, optimizando el desempeño de todo el sistema obteniendo respuestas con menor error.

Para el análisis de correlación, magnitud cuadrada de coherencia y relación señal – ruido, se hizo el registro de tres muestras de señal PPG a una frecuencia de muestreo de 256 Hz con la

duración de un minuto cada una introduciendo contante ruido con cada movimiento. Todas las señales fueron almacenadas en un vector por medio de la tarjeta Discovery STM32F407, procesadas y filtradas digitalmente con un filtro activo pasa altos a 0.5 Hz y un filtro pasa bajos a 15 Hz implementado en el software MATLAB.

De acuerdo con la literatura la longitud de onda de 500 a 550 nm o luz verde es absorbida por la hemoglobina y la oxihemoglobina reflejando una mayor potencia con respecto a la luz roja que va desde 645 – 700 nm y es absorbida solo por la hemoglobina, esto fue comprobado por medio de las configuraciones 7 (un emisor de luz roja), 8 (dos emisores de luz roja) y 9 (un emisor de luz roja y un emisor de luz verde), de cuales las dos primeras obtuvieron una SNR menor con respecto a la tercera en la que se incluyó un componente de luz verde.

Por medio de estudio realizado se determinó a la configuración 11 con tres emisores de luz verde y un receptor de fotodiodo como el sensor para la implementación del *wearable* de presión sanguínea continua ya que obtuvo la mayor repetibilidad y exactitud en los resultados obtenidos de respuesta temporal y frecuencia, con coeficientes de correlación y MSC de 0.7486 y 0.9944 respectivamente. Su respuesta ante el ruido fue aceptable con una SNR de 3.2858.

Se concluyó que la luz verde es la menos afectada por los factores de movimiento, porque al ser absorbida por la hemoglobina y oxihemoglobina cuenta con una mayor potencia de la señal con respecto a la potencia del ruido, estableciendo que se tiene mejores resultados cuando la penetración en la piel es menor.

Se obtuvo la peor respuesta en el tiempo y frecuencia con la luz roja, con los valores de coeficientes de correlación y MSC más bajos en las pruebas realizadas con respecto a las otras longitudes de onda.

Con respecto a la luz infrarroja su respuesta fue alta en unos resultados y baja en otros con respecto a la luz verde, determinando una baja exactitud para el estudio.

6.3.Pruebas de funcionamiento

La placa del sistema de adquisición de la señal PPG se diseñó con componentes SMD disponibles en el mercado nacional, optimizando al máximo posible el espacio, con el fin de disminuir el ruido introducido por artefactos de movimiento se separó a la configuración para el sensor dejándola aislada y conectándola por medio de un bus de datos, se diseñaron y generaron las carcasas por medio de impresión 3D obteniendo un dispositivo adaptable brindado comodidad al usuario y confiabilidad de la medición.

Una vez implementado el sistema completo se comprobó su respuesta ante el ruido con el fin de diseñar filtros complementarios a la etapa analógica. Para la implementación del filtrado digital por medio de la tarjeta ESP32, se analizó frecuentemente cuatro movimientos: movimiento giratorio del brazo, movimiento vertical del brazo, movimiento aleatorio de los dedos y rotación de la muñeca los cuales se establecieron entre 0.5 y 5 Hz, frecuencias utilizadas para el filtro digital pasa altos y filtro digital pasa bajos respectivamente.

Con el fin de compensar las posibles pérdidas en la etapa analógica se diseñó un filtro pasa altos digital IIR Butterworth de orden 14 con una frecuencia de paso de 0.5 Hz y una frecuencia de parada de 0.4 Hz y un filtro pasa bajos digital IIR Butterworth de orden 14 con una frecuencia de paso de 4 Hz y una frecuencia de parada de 5 Hz, eliminando al máximo el ruido producido por el movimiento.

Se diseñó una aplicación móvil conectada al sistema por medio de conexión bluetooth para la visualización de la frecuencia cardíaca y registros anteriores con una interfaz amigable y sencilla para el usuario.

Para verificar el correcto funcionamiento del dispositivo se determinaron dos tipos de pruebas, introduciendo ruido a la señal PPG voluntaria e involuntariamente. Se comparó las pulsaciones en un intervalo de 20 segundos entregadas por medio de la aplicación y las pulsaciones medidas manualmente por medio de la arteria carótida, obteniendo un promedio de error menor a 7%.

Para las primeras pruebas se realizó los cuatro movimientos analizados, determinando que el movimiento giratorio de la muñeca afecta altamente a las mediciones del sistema, con un error de hasta 6 pulsaciones por lo que se recomienda no realizar esta acción durante el sensado de la frecuencia cardíaca ya que se considera como una condición extrema.

Para las segundas pruebas se determinó 7 escenarios de la vida diaria, obteniendo un promedio de error de hasta 1 pulsación para actividades normales y hasta 3 pulsaciones durante actividad física, determinando el correcto desempeño del sistema.

6.4. Trabajos futuros

Para resolver el problema de consumo de energía se puede desarrollar un nuevo algoritmo el cual permita el sensado de frecuencia cardíaca en intervalos de tiempo sin perjudicar los resultados del sistema. Implementando el uso de diferentes tipos de longitud de onda para mediciones en segundo plano, es decir para notificaciones de ritmo cardíaco y un sensado más exacto para mediciones durante entrenamientos o actividad física.

Considerar la implementación de los circuitos de instrumentación o etapa analógica dentro de la placa de la etapa de sensado, disminuyendo la potencia de la señal de ruido y aumentando la eficiencia en la etapa digital.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Ana Vacaro. (2013). *Tipos de circulación*. Retrieved December 20, 2017, from <http://tiposde.info/tipos-de-circulacion/>
- Apple support. (2018). *Tu frecuencia cardíaca. Qué significa y dónde encontrarla en Apple Watch*. - *Soporte técnico de Apple*. Retrieved October 20, 2018, from <https://support.apple.com/es-mx/HT204666>
- Avago Technologies. (2008). *APDS-9008 Miniature surface-mount ambient light photo sensor data sheet*. Retrieved from <https://www.mouser.com/ds/2/678/V02-1169EN0-908795.pdf>
- Baragaño Monteserín, I. (2015). *Pulsómetros de muñeca o de banda de pecho. ¿Cuál elijo?* Retrieved November 19, 2018, from <https://ciclotecnic.com/pulsometros-de-muneca-o-de-banda-de-pecho-cual-elijo/>
- Benesty, J., Chen, J., & Huang, Y. (2005). *A generalized MVDR spectrum*. *IEEE signal processing letters*, 12(12), 827–830. <https://doi.org/10.1109/LSP.2005.859517>
- Chahua, Y. K. L. (2012). *Pontificia universidad católica del Perú*. Pontificia universidad católica del Perú. Retrieved from http://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/bitstream/handle/123456789/1241/LLAMOCA_CHAHUA_YESSENIA_PULSIMETRO_PEDIATRICO.pdf?sequence=1
- Clinica Serres. (n.d.). *Fototerapia LED*. Retrieved November 16, 2018, from <http://www.clinicaserres.com/dermatologia/fototerapia-led/>
- Dicovski, L. M. (2015). *Análisis de regresión múltiple*, 1–5. Retrieved from <https://luisdi.files.wordpress.com/2008/09/primer-unidad-regresion-y-correlacion.pdf>

- Dispositivos Wearables. (2014). *¿Que es Wearable? - Los dispositivos vestibles*. Retrieved October 19, 2017, from <http://www.dispositivoswearables.net/>
- Dubois, A. B., Botelho, S. Y., & Comroe, J. H. (1956). *A new method for measuring airway resistance in man using a body plethysmograph : values in normal subjects and in patients with respiratory disease* Find the latest version :, 35(3), 327–335.
- Elgendi, M. (2012). On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals. *Current Cardiology Reviews*, 8(1), 14–25. <https://doi.org/10.2174/157340312801215782>
- Empatica Support. (2017). *La utilización de la señal PPG / BVP - Soporte empática*. Retrieved January 16, 2018, from <https://support.empatica.com/hc/en-us/articles/204954639-Utilizing-the-PPG-BVP-signal>
- Estudiantes MIR. (2017). *Cómo funciona un pulsioxímetro?* Retrieved November 19, 2018, from <https://comprarpulsioximetro.com/como-funciona-un-pulsioximetro/>
- Fairchild Semiconductor. (2000). *QRD1113/1114*. Retrieved from <https://www.sparkfun.com/datasheets/BOT/QRD1114.pdf>
- Garmin Support. (2018). *How the optical heart rate sensor works on a wearable device | vivosmart® HR | Garmin Support*. Retrieved November 20, 2018, from https://support.garmin.com/en-US/?faq=CFrxExLN717PAWGd0bnRn5&productID=531166&tab=topics&topicTag=region_heartrate
- Giltvedt, J., Sira, A., & Helme, P. (1984). *Pulsed multifrequency photoplethysmograph*. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 22(3), 212–215. <https://doi.org/10.1007/BF02442745>
- GSMarena. (2018). Samsung Galaxy Watch review: Hardware and battery life. Retrieved October

- 30, 2018, from https://www.gsmarena.com/samsung_galaxy_watch-review-1820p3.php
- Guyton, A. C., & Hall, J. E. (2011). *Tratando de Fisiología Médica* (Decimosegu). Barcelona.
- Iglesias Benítez, A., Rodríguez Pérez, Á., & Val, O. (2017). Ingeniería electrónica, automática y comunicaciones. Ingeniería electrónica, Automática y comunicaciones (Vol. 38). Facultad de Ingeniería eléctrica, Instituto superior politécnico José Antonio Echeverría. Retrieved from http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1815-59282017000100002
- Kamal, A. A. R., Harness, J. B., Irving, G., & Mearns, A. J. (1989). *Skin photoplethysmography - a review*. *Computer methods and programs in biomedicine*, 28(4), 257–269. [https://doi.org/10.1016/0169-2607\(89\)90159-4](https://doi.org/10.1016/0169-2607(89)90159-4)
- Kamshilin, A. A., & Margaryants, N. B. (2017). *Origin of photoplethysmographic waveform at green light*. *Physics Procedia*, 86(June 2015), 72–80. <https://doi.org/10.1016/j.phpro.2017.01.024>
- Kingbright. (2007). *AM2520ZGC09 - subminiature solid state lamp*, 1–5. Retrieved from <http://www.mouser.com/ds/2/216/AM2520ZGC09-69696.pdf>
- Kingbright. (2010). *AM2520EC09*, 4, 1–9. Retrieved from <http://www.kingbrightusa.com/images/catalog/SPEC/AM2520EC09.pdf>
- La sociedad de cirujanos torácicos. (2015). *Cardiac rhythm disturbances / La guía del paciente para corazón, los pulmones y la cirugía esofágica*. Retrieved November 20, 2017, from <https://ctsurgerypatients.org/es/enfermedades-del-corazón-en-adultos/trastornos-del-ritmo-cardíaco>
- Langley, H. (2017). *Garmin Vivoactive 3 revisión*. Retrieved October 20, 2018, from <https://www.wearable.com/garmin/garmin-vivoactive-3-review>
- Mezquita, C. (2011). *Fisiología Médica*. Madrid: Editorial Medica Pamamericana.

- Monroy, N., Otero, M., Villamizar, J., & Altuve, M. (2017). *Análisis del desempeño de filtros IIR y FIR para la reducción del desplazamiento de la línea de base del ECG en Matlab del desplazamiento de la línea de base del ECG en Matlab* ®, (April 2018). Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/324416137_Analisis_del_desempeno_de_filtros_IIR_y_FIR_para_la_reduccion_del_desplazamiento_de_la_linea_de_base_del_ECG_en_Matlab
- NUO Dermoestética. (n.d.). *Interacciones luz-tejido*. Retrieved from http://nuodermoestetica.es/articulos/Interacciones_luz_tejido.pdf
- Ordóñez, J. L. (2016). Dispositivos y tecnologías wearables.
- Osram Opto Semiconductor. (2015). *SFH7050*, 1–19. Retrieved from [http://www.mouser.com/ds/2/311/SFH_7050,Lead_\(Pb\)_Free_Product_-_RoHS_Compliant-608232.pdf](http://www.mouser.com/ds/2/311/SFH_7050,Lead_(Pb)_Free_Product_-_RoHS_Compliant-608232.pdf)
- OSRAM Opto Semiconductors. (2015). *SFH 7051*, 1–13. Retrieved from [http://www.mouser.com/ds/2/311/SFH_7051,Lead_\(Pb\)_Free_Product_-_RoHS_Compliant-770024.pdf](http://www.mouser.com/ds/2/311/SFH_7051,Lead_(Pb)_Free_Product_-_RoHS_Compliant-770024.pdf)
- OSRAM Opto Semiconductors. (2016). *BIOFY* ® *Sensor SFH 7070*, 1–16. Retrieved from https://www.osram.com/os/ecat/SFH_7070/com/en/class_pim_web_catalog_103489/global/prd_pim_device_2220015/
- Perez, E. (2018). *Xiaomi Mi Band 3, análisis. Review con características, precio y especificaciones*. Retrieved October 30, 2018, from <https://www.xataka.com/analisis/mi-band-3-analisis-caracteristicas-precio-especificaciones>
- Products In-Depth. (2016). Retrieved October 28, 2018, from <http://www.productsindepth.com/2016/08/garmin-vivosmart-hr-review-about-our.html>

- Programa del Adulto Mayor. (n.d.). *PrimeFaces*. Retrieved November 9, 2017, from <http://pam.cedia.org.ec/pages/propuesta.xhtml>
- S. M. López Silva, R. Giannetti, M. L. Dotor, D. Golmayo, P. Martín, F. Miguel-Tobal, A. Bilbao, J. P. S. (2005). *Fotopletismografía por transmisión con múltiples diodos láser en el infrarrojo cercano durante el ejercicio físico*. *Óptica Pura Y Aplicada*, 38(1), 31–39. Retrieved from <http://hdl.handle.net/10261/4204>
- Saa Escobar, D. A. (2018). *Desarrollo de un sistema de medición de la variabilidad del ritmo cardiaco utilizando técnicas de fotopletismografía para el monitores y control de estrés*.
- Samsung. (2018). Galaxy Watch (42mm) | SM-R810NZKATPA | LATIN. Retrieved October 30, 2018, from <https://www.samsung.com/latin/wearables/galaxy-watch-r810/SM-R810NZKATPA/>
- Swain, I. D., & Grant, L. J. (1989). *Methods of measuring skin blood flow*. *Physics in Medicine and Biology*, 34(2), 151–75. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/34/2/001>
- Tamura, T., Maeda, Y., Sekine, M., & Yoshida, M. (2014). *Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present*, 282–302. <https://doi.org/10.3390/electronics3020282>
- TENA. (n.d.). *La piel*. Retrieved October 17, 2018, from <https://www.tena.com.co/Peru/Profesionales/Cuidado-de-la-piel-del-paciente-/Articulo-1111/>
- Tierra Criollo, C. (2001). *Coherencia de las oscilaciones cerebrales durante estimulación del nervio tibial*. Retrieved November 8, 2018, from <https://docplayer.es/93222753-Coherencia-de-las-oscilaciones-cerebrales-durante-estimulacion-del-nervio-tibial.html>
- Tortora, G., & Derrickson, B. (2006). *Principios de anatomía y fisiología*, 1340.
- TT Electronics PLC. (2016). SMD Emitter Component OP181, (C), 1–5. Retrieved from

<http://www.mouser.com/ds/2/414/OP181-1132276.pdf>

Victor Ventura. (2015). *Funcionamiento del oxímetro-pulsómetro*. Retrieved November 27, 2018, from <https://polaridad.es/monitorizacion-sensor-pulso-oximetro-frecuencia-cardiaca/>

Villena C, M., Vargas P, E., & Videa G, R. (n.d.). *La pletismografía como método de apoyo diagnóstico en las enfermedades broncopulmonares en nuestro medio*. Retrieved from <http://repositorio.umsa.bo/bitstream/handle/123456789/16322/VillenaPletismografía.pdf?sequence=1>

Vishay Semiconductors. (2009). *TCRT5000, TCRT5000L*. Retrieved from <https://www.vishay.com/docs/83760/tcrt5000.pdf>

Vishay Semiconductors. (2017). *BPW34, BPW34S Silicon PIN Photodiode*, 5. Retrieved from <https://www.vishay.com/docs/81521/bpw34.pdf>

Wearable Tech Fashion. (2018). *Empatica E4 medical bracelet | Wearable Tech Fashion*. Retrieved October 28, 2018, from <http://wearable-tech-fashion.com/empatica-e4-medical-bracelet>